



Xiaofei Guo

Gefährdung von Menschen durch elektrische Impulse

Dissertation
Braunschweig 2020

Gefährdung von Menschen durch elektrische Impulse

Von der Fakultät für Elektrotechnik, Informationstechnik, Physik
der Technischen Universität Carolo-Wilhelmina zu Braunschweig

zur Erlangung des Grades eines Doktors
der Ingenieurwissenschaften (Dr.-Ing.)

genehmigte Dissertation

von Xiaofei Guo

aus Shenyang, Liaoning, China

eingereicht am: 23.10.2019

mündliche Prüfung am: 04.02.2020

1. Referent: Prof. Dr. rer. nat. Meinhard Schilling
2. Referent: Dir. u. Prof. PD Dr. Uwe Siegner

Druckjahr: 2020

**Dissertation an der Technischen Universität Braunschweig,
Fakultät für Elektrotechnik, Informationstechnik, Physik**

Kurzfassung

Im ersten Teil dieser Arbeit wurde eine Anforderung für Reizstoffsprühgeräte (RSG) erstellt. Sie ermöglicht neue Zulassungen von RSG durch die Physikalisch-Technische Bundesanstalt. Das Prüfverfahren wurde getestet.

Der zweite Teil der Arbeit fokussiert sich auf die Untersuchung der Gefahr des Herzkammerflimmerns von Elektroimpulsgeräten (EIG) und deren neue Bewertungsverfahren. Die Gefährdung eines EIG wird von seinem Strom verursacht. Ein anatomisches menschliches CAD-Körpermodell wurde nach der Anforderung dieser Arbeit angepasst. Das Modell wurde in einer Finite-Elemente-Methode-Modellierung (FEM) eingesetzt. Mit der Modellierung kann die Stromverteilung im Körper berechnet werden, welche als Mittel der Bewertung der Gefährlichkeit eines möglichen vom EIG verursachten Herzkammerflimmerns verwendet wird.

Die Leitfähigkeit von Muskelgewebe wurde im Rahmen dieser Arbeit im Hochspannungsbereich gemessen. Die Feldstärkeabhängigkeit der Leitfähigkeit wurde nachgewiesen. Deren gemessene Kennlinie wurde zum Aufbau des Gleichungssystems in das FEM-Modell eingesetzt. Drei physikalische Modelle wurden in dieser Arbeit verglichen, nämlich ein elektrisches quasistatisches Modell, ein frequenzabhängiges Modell und ein Modell mit einer feldstärkeabhängigen Leitfähigkeit. Das dritte Modell wurde zusammen mit einem Nervenzellenmodell als das Berechnungstool in dem neuen Bewertungsverfahren verwendet. Das neue Verfahren kann auch die Wirksamkeit von EIG evaluieren.

Abstract

In the first part of this work, a requirement for irritant gas spraying devices (RSG) has been established. It enables new approvals of RSG by the Physikalisch-Technische Bundesanstalt. The test method was established.

The second part of the thesis focuses on the investigation of the risk of ventricular fibrillation of electric shock devices (EIG) and their new evaluation procedures. The threat of an EIG is caused by its current. An anatomical CAD human model was adapted to the requirement of this work. The model was used in a finite element method modeling (FEM). This modeling can be applied to calculate the distribution of current in the body, which is used as a means of assessing the danger of any potential ventricular fibrillation caused by the EIG.

The conductivity of muscle tissue was measured in the context of this work in the high voltage range. The field strength dependence of the conductivity was detected. The measured characteristic curve was used to build the equation system in the FEM model. Three physical models were compared in this work: an electrical quasi-static model, a frequency-dependent model and a model with a field-strength-dependent conductivity. The third model was used together with a neuron model as the calculation tool in the new test method. The new method can also evaluate the effectiveness of EIG.

Inhalt

Kurzfassung.....	2
Abstract.....	4
1 Einleitung	7
2 Reizstoffsprühgeräte (RSG).....	9
2.1 Einführung und Zielsetzung	9
2.1.1 Grundlagen der RSG.....	9
2.1.2 Gesetzliche Hintergründe in Deutschland.....	10
2.2 Strahlwirkung der RSG und mögliche Verletzungen.....	12
2.2.1 Augenverletzungen durch die kinetische Energie des Strahls	12
2.2.2 Toxizität und Wirksamkeit.....	13
2.3 Prüfungsverfahren	15
2.3.1 Messung der Sprühdauer	15
2.3.2 Messung der Reichweite	17
2.3.2.1 Sprühstrahlunterschied zwischen Polizei-RSG und RSG im Sinn dieser Dissertation.....	17
2.3.2.2 Reichweite des Sprühstrahls	17
2.3.2.3 Messaufbau und Auswertung	18
2.4 Zusammenfassung und Diskussion.....	20
3 Einführung in die Elektroimpulsgeräte.....	21
3.1 Technische Grundlagen der Elektroimpulsgeräte (EIG)	21
3.1.1 Zielsetzung	21
3.1.2 Technischer Aufbau eines EIG	22
3.1.3 Aufnahme der Signalform mit Festwiderständen	23
3.2 Biomedizinische Hintergründe der Elektroimpulsgeräte	25
3.2.1 Nerven	25
3.2.2 Skelettmuskel	30
3.2.3 Strength-Duration Curve.....	32
3.2.4 Nervenmodelle	33
3.2.5 Herzkammerflimmern durch Strom	35
3.2.6 Technische Anforderung eines EIG nach dem Waffenrecht im Vergleich mit der IEC 60479-2 2017.....	36

4	Experimentelle Untersuchung der Gefahren und Computer-Modellierung	38
4.1	Messungen des Körperwiderstands.....	38
4.1.1	Spannungsabhängige Eigenschaften der Organe	38
4.1.1.1	Prinzip der Elektroporation	38
4.1.1.2	Einfluss der Elektroporation auf die Leitfähigkeit	39
4.1.1.3	Leitfähigkeitsmessung mit Schweinefleisch	40
4.1.2	Einfluss des Hautwiderstands auf das Ergebnis	49
4.2	Computerbasiertes menschliches Modell	54
4.2.1	Grundlagen der Finite-Elemente-Methode.....	54
4.2.2	CAD-Modell des menschlichen Körpers	55
4.2.3	Elektro-Quasistatisches Modell.....	60
4.2.3.1	Einfluss des Magnetfeldes	60
4.2.3.2	Die partiellen Differenzialgleichungen und die Randbedingungen.....	62
4.2.4	Modellbildung mit der COMSOL-Software	65
4.2.5	Anisotropie der Leitfähigkeit der Muskelfasern	72
4.2.6	Elektrodenposition in einem Worse-Case-Szenario.....	74
4.2.7	Flächenabhängigkeit des Ergebnisses in der Modellierung	76
4.2.8	Spannungsabhängigkeit des Widerstands bei einer EIG-Entladung	79
4.2.8.1	Widerstandsmessung mit Oberflächenelektroden	79
4.2.8.2	Spannungsabhängiger Widerstand im FEM-Modell.....	84
4.2.9	Diskussion	85
4.3	Weg zur neuen Benchmark für EIG	86
4.3.1	Messkette	86
4.3.2	Aufnahme des Signalverlaufs eines EIG	90
4.3.3	Auswertung der elektrischen Eigenschaften	92
4.3.4	Lookup-Tabelle der maximalen Stromdichte auf der Herzoberfläche	96
4.3.5	Diskussion	100
5	Zusammenfassung	103
	Danksagung.....	105
6	Abkürzungsverzeichnis	107
	Literaturverzeichnis	108
7	Anhang A – Lookup-Tabelle der maximalen Stromdichte	116
8	Anhang B – Anforderung für Reizstoffsprühgeräte.....	124

1 Einleitung

Reizstoffsprühgeräte (RSG) und Elektroimpulsgeräte (EIG) sind zwei Arten der von dem deutschen Waffenrecht [1] geregelten Personenschutzgeräte. Die zugelassenen Geräte dürfen in Deutschland verkauft bzw. besessen werden.

Seitdem die Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) für die RSG-Zulassung zuständig ist, gab es keine neuen Zulassungsanträge von Herstellern solcher Geräte. Hinsichtlich der verwendeten Reizstoffe werden immer wieder Anfragen an die PTB gestellt, allerdings ist die PTB wegen fehlender, medizinisch-biologischer Erfahrungen und letztendlich wegen des geltenden Tierschutzgesetzes nicht für die Beurteilung des Reizstoffes zuständig. Die aktuell legalen RSG auf dem Markt wurden vor dem Zuständigkeitswechsel von dem Bundeskriminalamt (BKA) zugelassen. Wegen der steigenden Nachfrage nach Personenschutzgeräten, möchten jetzt die Hersteller neue Produkte auf den Markt bringen. Die PTB hatte keine offizielle messtechnische Richtlinie um den Zulassungsprozess zu ermöglichen. Im Rahmen dieser Arbeit wurde eine technisch machbare Anforderung nach dem Waffenrecht erstellt und getestet. Im Kapitel 2 wird der technische Hintergrund der Anforderung vorgestellt und im Anhang A befindet sich die Anforderung.

Elektroimpulsgeräte, welche auch häufig Elektroschocker oder Elektroimpulswaffe genannt werden, bezeichnen in der Arbeit nur die distanzlosen Geräte. D.h. die häufig gefilmten Taser ©, die nur als Distanzwaffe auftreten, gehören nicht dazu. Die Funktionsweise eines EIG besteht darin, aus einer Niederspannungsgleichstromquelle (Batterie), Hochspannungsimpulse zu erzeugen [2]. Die elektrische Energie wird mit zwei Elektroden in den menschlichen Körper abgeleitet. Es wird erwartet, dass die mit dem EIG angegriffene Person dadurch temporär kampfunfähig wird.

Elektrizität mit Hochspannung ist empirisch mit Gefahr verbunden. Sie ist im neunzehnten Jahrhundert bekannt geworden und von mehreren Arbeitsgruppen untersucht worden [3]. In den USA wird der elektrische Stuhl sogar als Einrichtung für die Hinrichtung eingesetzt. Die Reaktion des menschlichen Körpers auf den kurzen Strompuls kann in drei Kategorie klassifiziert werden: 1. die Reaktion der sensorischen Nervenzellen, 2. die muskuläre Reaktion und 3. die Reaktion des Herzes [4]. Die ersten beiden Reaktionen werden als die erwartete Wirkung eines EIG angenommen. Die letzte Reaktion kann möglicherweise zu Herzkammerflimmern führen.

IEC 62792 [2] ist die einzige internationale Norm, welche die Messung von EIG direkt regelt. Aber sie standardisiert nur die Messtechnik, und es bleibt offen, wie das Messergebnis ausgewertet werden soll.

Die Gefahr eines vom Strom verursachten Herzkammerflimmerns wurde umfangreich untersucht und in der internationalen Norm IEC 60479 zusammengefasst [5]. In dieser Norm wurde die Herzkammerflimmernschwelle für den Strom mit einer Dauer ab 0,1 ms vorgegeben. Die Schwelle ist von dem Stromweg abhängig. Ein sogenannter Herzstromfaktor wird in der Norm für die Umrechnung der Schwelle für verschiedene Stromwege aufgelistet. Leider ist diese Norm für typische, elektrische Unfälle gedacht, deshalb wird ein Faktor für eine typische Anwendung eines EIG mit kurzem Elektrodenabstand nicht vorgegeben. Die Norm kann die Wellenform des Ausgangssignals von verschiedenen EIG nicht individuell bewerten, welche aber die Reizschwelle stark beeinflussen kann [4, p. 136] [6, 7]. Deswegen muss im Rahmen der Arbeit ein neues Bewertungsverfahren entwickelt werden, mit dem die Gefahr und ggf. die Wirksamkeit eines EIG individuell und präzise evaluiert werden kann.

Eine Erregung von menschlichen Organen durch einen elektrischen Reiz kann elementar mit der Theorie einer erregbaren Membran [8] beschrieben werden. Die Beziehung der Reizschwelle zur Reizzeit lässt sich dem Modell Strength-Duration-Curve [9] modellieren. Im Kapitel 3 wird die für die Arbeit relevante Physiologie mit den Grundlagen von EIG ausführlich zusammengefasst.

Das Modell der „erregbaren Membran“ kann herangezogen werden, um festzustellen, ob ein Reizsignal die Zellmembran erregen kann, wenn die Stromverteilung um die Zellen bekannt ist. Somit kann die Gefahr einer Erregung des Herzes berechnet werden. In dem Kapitel 4 wird ein auf der Finite-Element-Methode basiertes Modell vorgestellt. Mit dem Modell kann die Stromverteilung auf Basis der individuellen technischen Daten eines EIG berechnet werden.

Um das computerbasierte Modell zu erstellen, werden die elektrischen Eigenschaften des menschlichen Körpers benötigt. In dem Kapitel 4 wird die Messung der feldstärkeabhängigen Leitfähigkeit von Muskelgewebe beschrieben.

Zum Schluss wird ein neues Bewertungsverfahren der Gefährlichkeit eines EIG vorgestellt. Das Verfahren basiert auf den Messungen im Rahmen dieser Arbeit, das menschliche Körpermodell und das „Spatially Extended Nonlinear Node (SENN)“-Nervenmodell [10]. Mit dem Verfahren ist eine individuelle, wissenschaftliche Bewertung jedes EIG möglich.

2 Reizstoffsprühgeräte (RSG)

2.1 Einführung und Zielsetzung

Damit die Nutzung und Produktion der Reizstoffgeräte in Deutschland im Rahmen der Gesetzgebung geregelt werden können, hatte die Bundesregierung im Jahr 1976 [11] mit Hilfe der Fraunhofer-Gesellschaft die Richtlinien für die Zulassung festgelegt. Nach der Änderung des Waffenrechts im Jahr 2003 hat die Fraunhofer-Gesellschaft die Zuständigkeit der Prüfung der Reizstoffsprühgeräte abgegeben. Aktuell ist die PTB für die Zulassung zuständig. Es gab seitdem keine Richtlinien für die Messeinrichtungen. Aus diesem Grund wurde im Rahmen dieser Arbeit ein neues Regelwerk erstellt.

2.1.1 Grundlagen der RSG

In Deutschland wurden nur zwei Reizstoffe zur Abwehr gegen Menschen zugelassen [1]. Diese sind Chloracetophenon (CN, C_8H_7ClO) und Ortho-Chlorbenzalmalondinitril (CS, $C_{10}H_5ClN_2$). Die beiden Stoffe werden als Tränengas in der Kategorie „nicht-tödliche Waffen“ im militärischen und polizeilichen Einsatz verwendet. Wegen ihrer starken Wirkung bei kleiner Dosierung dürfen sie auch in kleinen Dosen als Selbstverteidigungsmittel benutzt werden. In dieser Arbeit werden die Reizstoffe nur im Sinne eines Selbstverteidigungsmittels erwähnt.

CN ist bekannt unter dem Namen Chemical Mace. Es wurde während des Ersten und Zweiten Weltkrieges untersucht [12]. CN ist bei Raumtemperatur ein farbloser bis gelblicher Feststoff mit unangenehmem Geruch [12].

CS wurde in den 1950er Jahren entwickelt [13, p. 138]. Wegen der geringeren Toxizität im Vergleich zum CN ersetzt CS tendenziell im polizeilichen Einsatz das CN. CS ist ein weißer, kristalliner Feststoff mit pfefferähnlichem Geruch bei Raumtemperatur [13, 14].

Die wichtigste Wirkung der Reizstoffe ist normalerweise die Reizwirkung der Haut, der Augen und der Atemwege. Die Wirkung soll aber nur temporär bleiben und die Schäden bzw. Verletzungen müssen so klein wie möglich sein. Ein RSG soll ausschließlich als Selbstverteidigungsmittel verwendet und nicht zum Angreifen genutzt werden. Deswegen gibt es strenge Regelungen dazu in Deutschland, welche im folgenden Kapitel beschrieben werden.

Im Bild 2-1 wird ein allgemeiner Aufbau einer Spraydose dargestellt. Der Wirkstoff darf zusammen mit dem Treibmittel als Aerosol aus der Spraydose herauskommen. Inhaltlich gibt es in der Dose zwei Mittel: den Wirkstoff, also den eigentlichen Reizstoff, und das Treibmittel. Es gibt zwei Phasen des Treibmittels [15]. Ein Teil des Treibmittels bleibt flüssig und funktioniert als Lösungsmittel für den Reizstoff. Der zweite Teil des Treibmittels existiert als Druckgas in der Dose. Das Druckgas übt Druck auf die Flüssigkeit aus. Wenn der Sprühkopf betätigt wird, öffnet das Ventil. Dann drückt das Gas das Reizstoff-Treibmittelgemisch nach außen.

Es gibt waffenrechtlich keine Vorschrift für die Funktionsweise der Spraydose. Deswegen sind in der Praxis Abweichungen von dem oben genannten Prozess erlaubt. In der Zukunft sollen neue innovative Konzepte auch nicht ausgeschlossen werden.

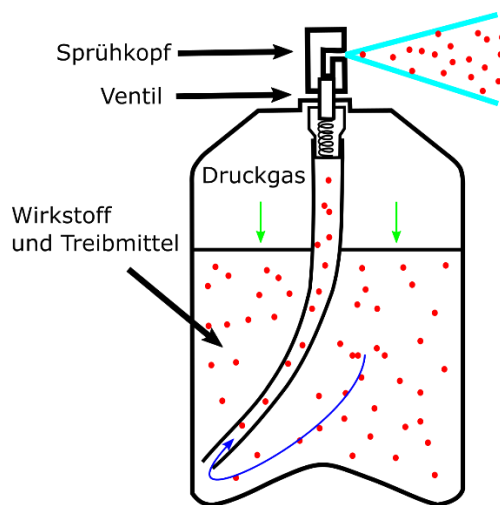


Bild 2-1 Aufbau einer Spraydose (Aerosol)

2.1.2 Gesetzliche Hintergründe in Deutschland

In Deutschland dürfen Reizstoffsprühgeräte nur mit Zulassung hergestellt und verkauft werden, wenn sie als Selbstverteidigungsmittel gegen Menschen gedacht sind. Nach dem bis März 2003 geltenden Waffenrecht lag die Zuständigkeit für die Prüfung von Reizstoffsprühgeräten bei der Fraunhofer-Gesellschaft für Aerobiologie in 57392 Schmallenberg-Grafschaft, auf dessen Prüfergebnisse hin das Bundeskriminalamt (BKA) Zulassungen erteilte. Weder der Bereich des Fraunhofer Instituts noch die damals erforschten Ergebnisse stehen heute noch zur Verfügung, um diese Informationen in diese Arbeit einfließen zu lassen. Eine umfangreiche rechtliche und auch fachliche Recherche führten zum Ergebnis, das hier vorgestellt wird.

In dem aktuell geltenden Waffengesetz wurde die Rechtmäßigkeit von RSG klar definiert. Nach dem Beschussgesetz (BeschussG) §9 Abs 2 ist eine Zulassung des Produkts vorgeschrieben, wenn eine Firma ein RSG herstellen möchte. Ein RSG

mit einer Reichweite von bis zu 2 m, muss nach den Bedingungen des Waffengesetzes (*WaffG*) *Anlage 1 Abschnitt 1 Unterabschnitt 2 Nr. 1.2.2* hergestellt werden. Die sonstigen Gegenstände mit Reizstoffen mit einer Reichweite ab 2 m, müssen nach *WaffG Anlage 1 Abschnitt 1 Unterabschnitt 2 Nr. 1.2.3* hergestellt werden. Alle „sonstigen Gegenstände mit Reizstoffen“ wurden im Waffengesetz nicht verboten. Die Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) ist laut Beschussgesetz §20 Abs.3 zuständig für die Zulassung von RSG und auch für die „sonstigen Gegenstände mit Reizstoffen“ mit einer Reichweite ab 2 m. Um jedoch die sonstigen Gegenstände mit Reizstoffen zulassen zu können, muss die PTB eine maximale Reichweite definieren. Die Definition der maximalen Reichweite wird in Kapitel 2.2.1 genau erläutert. In der Beschussverordnung (BeschussV) Anlage IV wurde die minimale Reichweite von RSG von 1,5 m definiert. Die PTB bezieht sich hier im Rahmen der mit Hilfe dieser Arbeit erstellten PTB-Anforderungen für Reizstoffsprühgeräte, generell bei allen sonstigen Gegenständen auf diesen Wert. Die genauen technischen Anforderungen werden in dem nachfolgenden Kapitel diskutiert.

2.2 Strahlwirkung der RSG und mögliche Verletzungen

2.2.1 Augenverletzungen durch die kinetische Energie des Strahls

Wenn die kinetische Energie wegen einer hohen Austrittsgeschwindigkeit zu groß ist, können die Inhaltsstoffe in der Spraydose zu Augenverletzungen führen. Deswegen muss die Gefahr der kinetischen Energie eines RSG auch berücksichtigt werden. In der Literatur [16-18] wurde über Augenverletzungen durch Wasser unter Hochdruck aus Feuerweherschläuchen berichtet. Die dargestellten gefährlichen Fälle beschreiben die Möglichkeit der Augenverletzungen wegen der kinetischen Energie von Wasser. Die kinetische Energie kann mit der Formel 2-1 berechnet werden. Das Wasser aus Feuerweherschläuchen hat eine höhere Geschwindigkeit und eine größere Menge im Vergleich zu RSG. Deswegen ist die Energie der Sprühstrahlung aus RSG nicht vergleichbar mit Wasser aus Feuerweherschläuchen.

$$E = \frac{1}{2}mv^2 \quad (2-1)$$

In einer Veröffentlichung von Duma [19] wurden die Augen von Schweinen mit einem Wasserstrahl getestet. Die Geschwindigkeit des Wasserstrahls war einstellbar. Es wurde vorgeschlagen, die Geschwindigkeit von des Wasserstrahls aus Wasserpistolen auf 8,5 m/s zu begrenzen, weil aufgrund von wissenschaftlichen Untersuchungen Wasserstrahlen mit dieser Geschwindigkeit für die Augen ungefährlich sind. Die Geschwindigkeit entspricht ohne Berücksichtigung des Strömungswiderstands einer Reichweite von einer Wasserpistole bis 3 m, welche einem Abfall des Strahls von ca. 60 cm entspricht. Deswegen ist die kinetische Energie der Sprühstrahlung mit einer begrenzten Reichweite bis zu einer Entfernung von ca. 3 m für die Augen nicht gefährlich. Die Berechnung wird im Bild 2-2 und mit den Formeln 2-2 bis 2-4 dargestellt. Die blaue Kurve ist einem Wasserstrahl mit einer Anfangsgeschwindigkeit von 8,5 m/s nachempfunden.

$$H = \frac{1}{2}gt^2 = 0,6 \text{ m} \quad (2-2)$$

$$t \approx 0,35 \text{ s} \quad (2-3)$$

$$L = vt \approx 3 \text{ m} \quad (2-4)$$

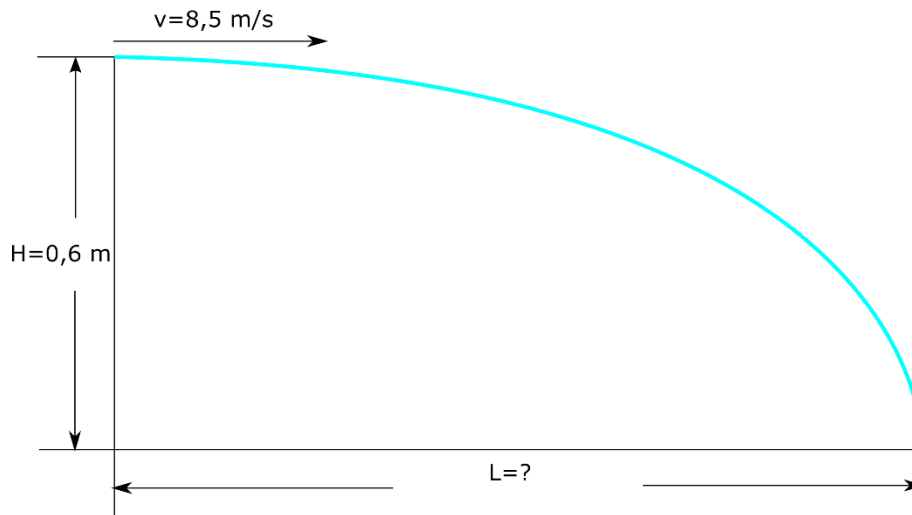


Bild 2-2 Berechnungsgrundlage der maximalen Reichweite

2.2.2 Toxizität und Wirksamkeit

Die Toxizität der Reizstoffe wird mit dem Wert LCt_{50} (lethal concentration) gekennzeichnet. Das LCt_{50} ist die tödliche Konzentration für 50% der Betroffenen. Es ist ein Produkt der räumlichen Konzentration des Stoffs in Luft mit der Zeit. Die Einheit von LCt_{50} ist $\text{mg} \cdot \text{min}/\text{m}^3$. Je giftiger ein Stoff ist, desto kleiner ist sein LCt_{50} -Wert.

Das ICt_{50} (incapacitating concentration) ist die Kenngröße für die Wirksamkeit. Sie hat dieselbe Einheit wie das LCt_{50} und bedeutet die handlungsunfähigmachende Konzentration für 50% der Betroffenen. In der ersten Verordnung zum Waffengesetz [20] wurden der zulassungsfähige Grenzwert vom ICt_{50} eines Reizstoffes vorgegeben. Der ICt_{50} -Wert darf $100 \text{ mg} \cdot \text{min}/\text{m}^3$ und 1% des LCt_{50} -Wertes nicht überschreiten.

Um CS und CN als Reizstoffe zuzulassen, wurde in den 1970er Jahren die Toxizität der beiden Stoffe an Ratten und Meerschweinchen geprüft [11, p. 541]. Nach den Ergebnissen können CS und CN die oben genannten Anforderungen der Toxizität erfüllen. Nach der Änderung des Tierschutzgesetzes im Jahre 1978 sind ähnliche Untersuchungen nicht mehr möglich, deshalb können auch keine neuen Reizstoffe in Deutschland mehr zugelassen werden, solange das Tierschutzgesetz oder das Waffenrecht unverändert bleiben.

In der Tabelle 2-1 werden die ICt_{50} -Werte und die LCt_{50} -Werte von CN, CS und OC verglichen. OC ist die Abkürzung von Oleoresin Capsicum. Dieser Stoff wird häufig als Wirkstoff in den Pfeffersprays eingesetzt, welche aber nur zur Tierabwehr verwendet werden dürfen. In der Tabelle kann man sehen, dass die Toxizität von OC deutlich geringer ist als bei den anderen beiden Reizstoffen. Die Wirkung von OC ist auch schneller bei geringer Dosierung [21]. Das Fraunhofer-Institut hat seinerzeit den Stoff nicht getestet, darum darf er im Bereich des Personenschutzes

nicht eingesetzt werden. Ein Pfefferspray ohne Zulassung darf in Deutschland nur als Tierabwehrgerät genutzt werden.

Tabelle 2-1: Toxizität und Wirksamkeit von CN, CS und OC [21, p. 227]

Kenngroße	CN	CS	OC
LCt_{50} [mg.min/m ³]	3700-23330	26000-88480	>800000
ICt_{50} [mg.min/m ³]	2-5	0,2-6,9	-

Die Wirkungen der Reizstoffe an den Organen sind auch unterschiedlich. Das CN ist ein Augenreizstoff [22]. Die Wirkung von CN ist hauptsächlich die Behinderung der Sehfähigkeit durch heftiges Tränen. Als Nebenwirkung gibt es einen stark brennenden Schmerz in den Augen und teilweise auch in der Nase. Eine Blindheit für eine Dauer von bis zu 24 Std. ist in Einzelfällen möglich [23]. CS ist ein kombinierter Reizstoff. Es reizt die Augen die Nase, den Rachen und sogar die Haut. Die Wirkung bleibt 15-20 Minuten bestehen [22].

2.3 Prüfungsverfahren

2.3.1 Messung der Sprühdauer

Gesetzlich darf ein Entladungsvorgang entweder zeitlich oder von der Reizstoffmenge eines Entladungsvorgangs begrenzt werden [1]. Die Begrenzung der Reizstoffmenge ist aktuell die einzige Methode, die in der Praxis eingesetzt wird. Aufgrund der wirtschaftlichen und technischen Gründe kann der Entladungsvorgang der aktuell zugelassenen Produkte nach der Betätigung des Sprühkopfs entweder durch eine manuelle Entlastung des Sprühkopfs durch den Nutzer oder nach der vollständigen Entleerung der Spraydose aufhören. D.h. eine automatische Unterbrechungsfunktion einer Entladung haben die Spraydosen nicht. Deswegen haben die Hersteller aktuell die Reizstoffmenge in den Spraydosen so kontrolliert, dass die gesamte Menge die maximale Sprühmenge eines Entladungsvorgangs nicht überschreitet.

Die zeitliche Begrenzung bedeutet, dass die Dauer eines Entladungsvorgangs maximal 1 s betragen darf. Es gibt noch keine Produkte, die diese Anforderung erfüllen, dennoch darf die Messmöglichkeit für die Zukunft nicht ausgeschlossen werden. Die Messung der Sprühdauer kann mit einer Videoaufzeichnung ermöglicht werden. Wenn die Videoaufzeichnung eine Geschwindigkeit von 60 Bilder pro Sekunde hat, kann die Messung der Sprühdauer von 1 s eine maximale Abweichung von 1/60 erreichen. Wenn die Dauer noch kürzer ist, wird eine höhere Geschwindigkeit der Videoaufzeichnung erforderlich.

In dem Bild 2-3 und dem Bild 2-4 wird eine Messung der Sprühdauer eines Reizstoffsprühgerätes dargestellt. Das RSG gibt nach Bestätigung der Auslösetaste einen zielgenauen Sprühstrahl ab. Das Messergebnis entspricht nicht der absoluten Sprühdauer von diesem RSG, da der Sprühvorgang manuell durch Entlastung des Sprühkopfs beendet wurde. Die Messung ist nur zu Testzwecken der Messmethode durchgeführt worden. Im Mittel jedes Bildes wird der Zeitstempel gezeigt. Die Videoaufnahme erfolgte mit der Kamera Olympus E-M10 mark III. Die Einstellung der Bildfrequenz war 120 fps (frames per second). Die Bildfrequenz von 120 fps entspricht einer Messabweichung von ca. 0,008 s. Das erste Bild und das letzte Bild des Sprühvorgangs haben den falschen Zeitstempel der Bildauswertesoftware von jeweils 4,630 s und 14,174 s. Die Zeit wird aber mit einer Bildfrequenz von 30 fps gerechnet. D.h. die Sprühdauer in der Messung war $9,544/4 \text{ s} \pm 0,008 \text{ s} = 2,386 \text{ s} \pm 0,008 \text{ s}$.



Bild 2-3 Messung der Sprühdauer eines RSG mit einem Strahl. Links: Vor dem Entladungsvorgang; Rechts: Unmittelbar nach Auslösung des Sprühstrahls

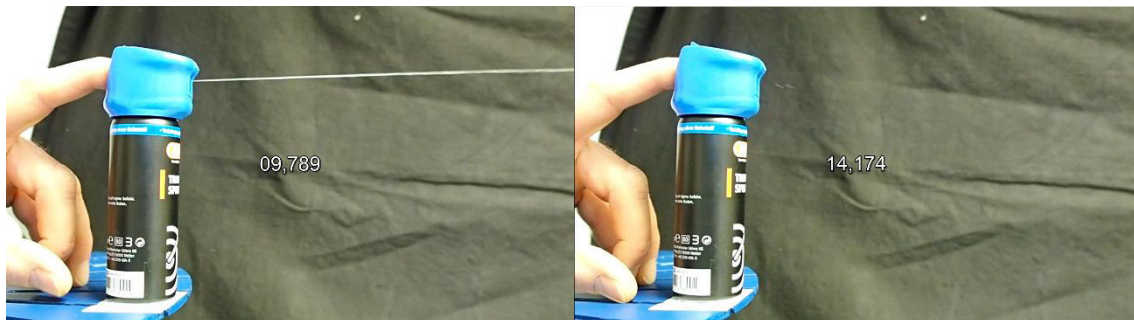


Bild 2-4 Messung der Sprühdauer eines RSG mit einem Strahl. Links: Während des Sprühvorgangs; Rechts: Unmittelbar mit dem Ende des Sprühvorgangs

Im Bild 2-5 und Bild 2-6 wird der Sprühvorgang von einem anderen RSG gezeigt. Dieses RSG hat statt eines Strahls, einen Sprühnebel. Die Videoaufnahme erfolgt mit derselben Kamera und derselben Einstellung. Hier war die Sprühdauer $2,984 \pm 0,008$ s.

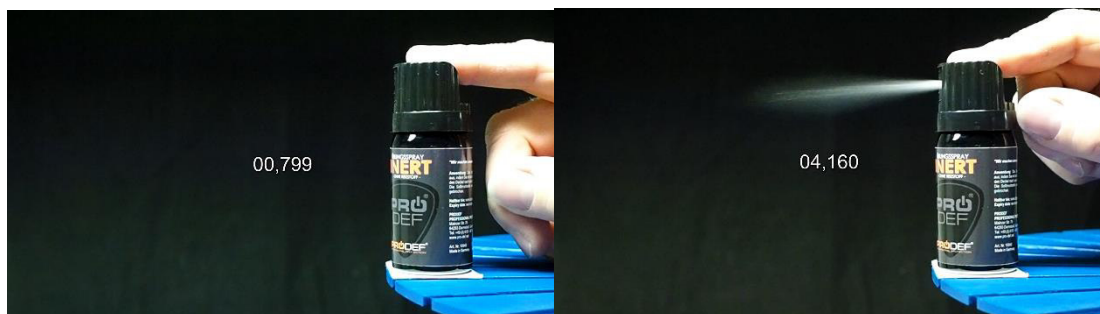


Bild 2-5 Messung der Sprühdauer eines RSG mit einem Sprühnebel. Links: Vor dem Sprühvorgang; Rechts: Unmittelbar nach Auslösung des Sprühnebels

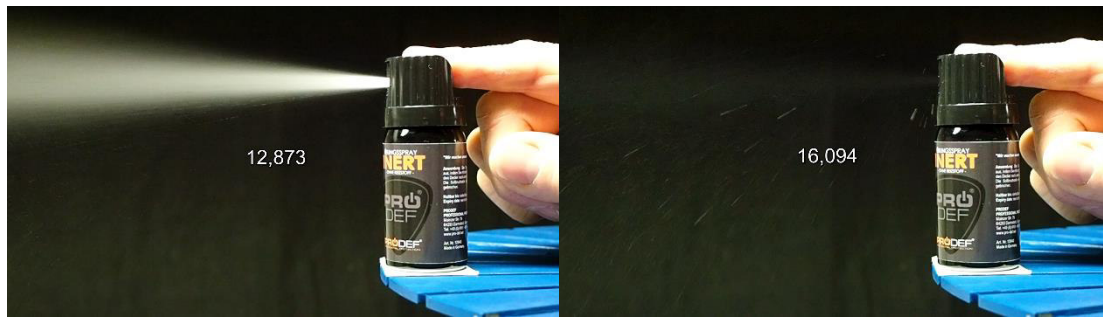


Bild 2-6 Messung der Sprühdauer eines RSG mit einem Sprühnebel. Links: Während des Sprühvorgangs; Rechts: Unmittelbar nach Ende des Sprühvorgangs

2.3.2 Messung der Reichweite

Zu der Messung der Reichweite wurde der Messaufbau in der technischen Richtlinie für Reizstoffsprühgeräte (der Polizeien der Länder und des Bundes) (TR) [24] als Referenz genutzt. In den folgenden Kapiteln wird der Unterschied zwischen den Polizei-RSG und RSG im Sinn dieser Arbeit diskutiert und der endgültige Messaufbau dargestellt.

2.3.2.1 Sprühstrahlunterschied zwischen Polizei-RSG und RSG im Sinn dieser Dissertation

Ein Polizei-RSG sprüht nach der TR die Reizstofflösung als zielgenauen Strahl. Zielgenau bedeutet, dass die Reizstoffstrahlung in der Radialrichtung des Strahls nur eine kleine Ausdehnung hat. Die Reizstoffe eines RSG für Personenschutz dürfen nach der Anlage IV der Beschussverordnung [1] beim Austritt nur gasförmig, als Aerosol oder in gelöster Form sein. D.h. die Ausdehnung wird in der Radialrichtung nicht beschränkt.

2.3.2.2 Reichweite des Sprühstrahls

In der BeschussV [1] wird eine minimale Reichweite eines RSG nach dem WaffG [25] in in *Anlage 1 Abs 1 Unterabschnitt 2 1.2.2* von 1,5 m vorgegeben. Im § 1 Abs. 2 Nr. 2 a) WaffG [25] darf ein RSG eine Reichweite bis zu 2 m haben. Somit darf die Reichweite von einem RSG zwischen 1,5 m und 2 m liegen.

Die PTB ist nach § 9 Abs. 4 BeschG in Verbindung mit § 15 Abs. 3 BeschussV auch zuständig für die Prüfung und Zulassung der sonstigen Gegenstände mit Reizstoffen nach Anlage 1 Abs 1 Unterabschnitt 2 Nr. 1.2.3 des WaffG. Eine maximale Reichweite von den oben genannten Gegenständen wurde weder im WaffG oder in der BeschussV genannt. Für die Zulassungen der Gegenstände muss eine maximale Reichweite vorgegeben werden. Die maximale Reichweite von den sonstigen Gegenständen mit Reizstoffen wird mit 3 m definiert. Wie im Kapitel 2.2.1 genauer erklärt, ist die kinetische Energie der Grund dafür.

Die Anforderungen für RSG unterscheiden sich im Zulassungsprozess hinsichtlich der Anforderungen für die sonstigen Gegenstände mit Reizstoffen nur in der maximalen Reichweite. Deswegen werden die sonstigen Gegenstände mit Reizstoffen in der endgültigen Version der Anforderung für Reizstoffsprühgeräte der PTB (Anhang B – Anforderung für Reizstoffsprühgeräte), den RSG zugeordnet und nicht separat diskutiert. Infolge der Zuordnung darf die Reichweite eines RSG nach der PTB-Vorschrift zwischen 1,5 m und 3 m liegen.

2.3.2.3 Messaufbau und Auswertung

Der Messaufbau zum Messen der Reichweite in der TR wird nach den PTB-Vorgaben angepasst. In Bild 2-7 wird der angepasste Messaufbau dargestellt. Weil Nebel und Aerosol nach dem Gesetz erlaubt sind, darf die Ausdehnung in der Radialrichtung des Strahls uneingeschränkt groß sein. Auf Grund der Ausdehnung muss das Messverfahren für die Reichweite neu definiert werden.

Bei dem Messaufbau wird eine Spur des Sprühstrahls nach einem Sprühvorgang auf dem Papier hinterlassen. Die Spur ist hier das Sprühbild. Bei dieser Prüfung werden das Sprühbild, die Sprühentfernung und die Größe des horizontal abfallenden Sprühstrahls/Nebels in cm ermittelt. Dazu wird ein abgeschlossener Raum oder ein Folienzelt verwendet, sodass sichergestellt ist, dass außer der Konvektion keine weiteren Luftbewegungen vorliegen. Mit einem Gliedermaßstab wird ausgehend von einem gewählten Nullpunkt (0 cm), der Abstand des Sprühbildes auf dem Boden des Versuchsaumes markiert. Im Nullpunkt wird das RSG auf einem in der Höhe (Y) variablen Stativ, axial in Sprührichtung, aufgesetzt. In der Entfernung 1,5 m und folgend wird eine Papierrolle senkrecht angeordnet. Anschließend wird bei $20^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ das Sprühbild des RSG ermittelt, indem ein Sprühstrahl/Nebel abgegeben wird. Gemessen wird der Durchmesser des Sprühbildes bei dem die größte Verfärbung auf dem Papier eingetreten ist und um wie viel cm das Sprühbild von der waagerechten Linie bei der Höhe Y nach unten abweicht. Der Abfall des Strahls/Nebels ist die Differenz zwischen Y und dem Mittelpunkt des Kreises vom Sprühbild (Bild 2-7). Die effektive Reichweite ist die Sprühentfernung, bei der der Abfall 60 cm beträgt. Die effektive Reichweite muss wegen der vorhergenannten Gründe zwischen 1,5 m und 3 m liegen. Die Messungen müssen durch Variation des Abstandes wiederholt werden, bis die effektive Reichweite bestimmt ist.

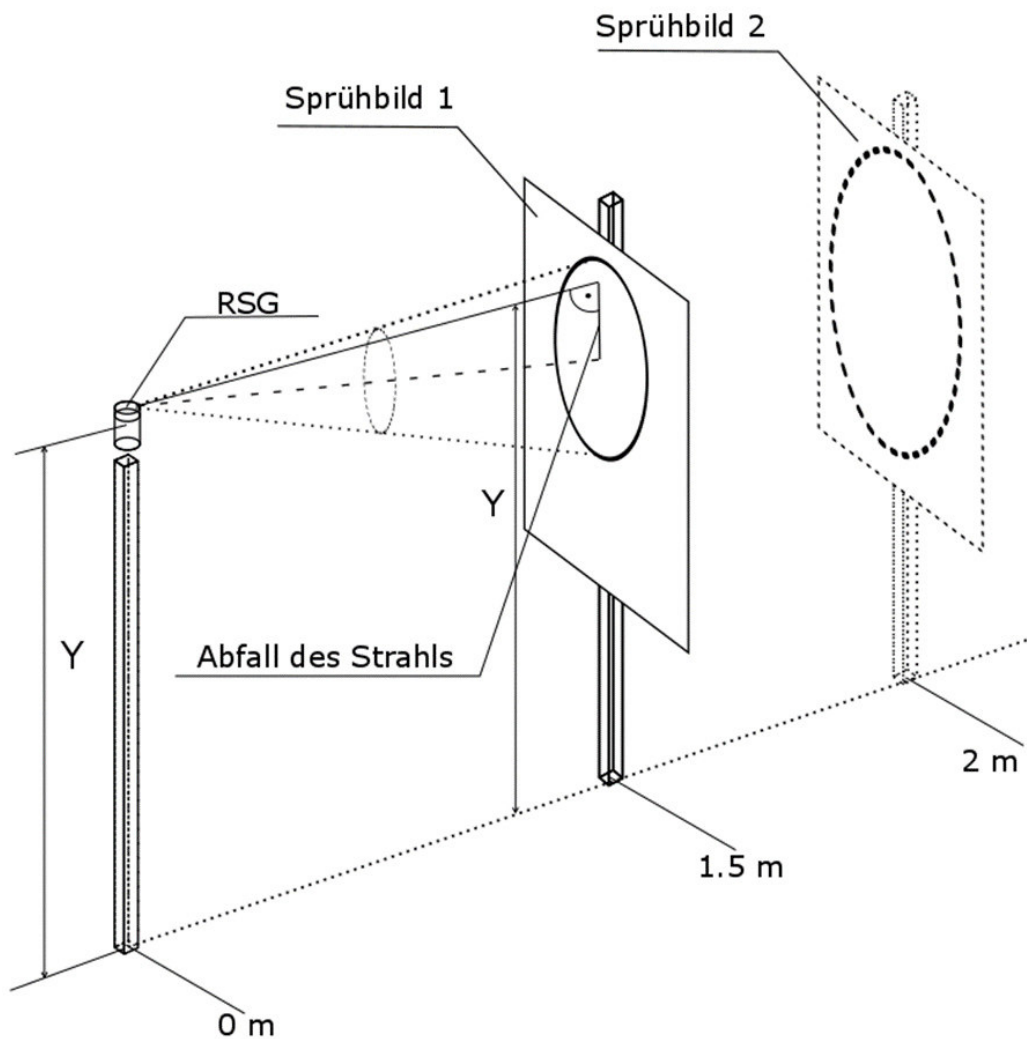


Bild 2-7 Skizze zur Aufnahme der Sprühbilder

Im Bild 2-8 werden die Sprühbilder von dem RSG mit dem Sprühstrahl und von dem RSG mit dem Sprühnebel dargestellt. In der linken Abbildung wurde die maximale Reichweite von dem Testobjekt gemessen. Die Sprühentfernung war 4 m mit einem Abfall des Strahls von 60 cm, d.h. die effektive Reichweite des RSG ist 4 m. In der rechten Abbildung wurde die Mindest-Reichweite des Nebels von 1,5 m gemessen. Bei 1,5 m hat das Sprühbild einen Abfall des Strahls von 8 cm und ist damit deutlich innerhalb der vorgegebenen vertikalen Abweichung.

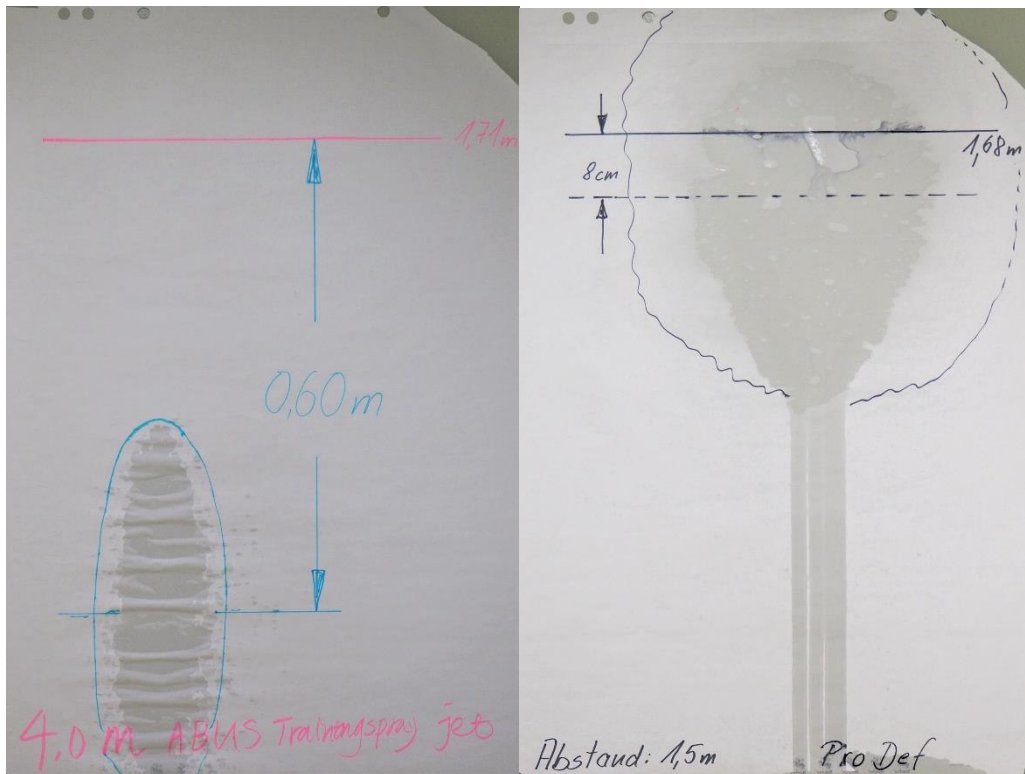


Bild 2-8 Sprühbilder Strahl (Links) und Nebel (Rechts)

2.4 Zusammenfassung und Diskussion

In der Arbeit wurde eine Standardprüfvorschrift für RSG nach dem deutschen Waffenrecht erstellt. Mit den PTB-Anforderungen für Reizstoffsprühgeräte sind die Messmethoden der Reichweite, der Sprühdauer, der Messung der Auslösekraft, der Entflammbarkeit usw. festgeschrieben, eine Zulassung von RSG in der PTB wird dadurch ermöglicht.

Mit dem Vergleich zwischen den zugelassenen Reizstoffen CN, CS und OC wird erkennbar, dass OC eine bessere Charakteristik hat. Es ist sinnvoll in der Zukunft einen Weg zu finden, OC als Reizstoff im Rahmen des Waffenrechts zu zulassen. Es kann möglicherweise sowohl ein wirksameres Selbstverteidigungsmittel als auch ein ungiftigeres Mittel aus Sicht des Täterschutzes sein.

3 Einführung in die Elektroimpulsgeräte

Elektroschocker gehören zu den bekanntesten Personenschutzgeräten und dürfen in Deutschland verkauft werden. Das Inverkehrbringen solcher Geräte in Deutschland setzt eine Zulassung nach dem Waffenrecht voraus. Die technischen Gegebenheiten werden auch im Gesetz vorgeschrieben. Aber es ist fragwürdig, ob die aktuelle technische Anforderung die potenzielle Gefährlichkeit durch EIG-Einsatz ausschließen kann. Deswegen wird die Gefährdung durch ein EIG im Rahmen dieser Arbeit intensiv untersucht.

3.1 Technische Grundlagen der Elektroimpulsgeräte (EIG)

3.1.1 Zielsetzung

Im Bild 3-1 werden vier EIG dargestellt. EIG a) gehört zu den von der PTB zugelassenen Elektroschockern. Der zweite Teil der Arbeit fokussiert sich hauptsächlich auf solche zulassungsfähigen EIG. EIG b) ist eine Mobilfunkattrappe. EIG c) ist ein Viehtreiber, welcher in Deutschland ohne Zulassung erworben werden darf, jedoch nicht als zugelassenes Personenschutzgerät verwendbar ist. Elektroimpulsgerät d) ist ein EIG, welches hier den Anschein einer Taschenlampe hat (Anscheinwaffe, da ohne PTB-Zulassung), in das aber zusätzlich ein Impulsgerät integriert ist.

Eine Elektroschockpistole ist eine weitere bekannte Form von EIG, z.B. ein TASER® von der Firma Axon Enterprise, Inc. (Ehemalige Taser International, Inc.). Eine Elektroschockpistole schießt meistens zwei nadelförmige Elektroden in den Körper der Zielperson. Die Elektroden, an dünnen Kabeln befestigt, bleiben mit der Pistole verbunden. Über die Elektroden werden elektrische Impulse übertragen, die bei der Zielperson zu einer Schocksituation führen sollen. Ein zulassungsfähiges EIG muss in Deutschland ein distanzloses Gerät sein. Deshalb fällt eine Elektroschockpistole nicht unter diese zulassungsfähige Kategorie.

Die zulassungsfähigen vorhandenen EIG sind meistens batteriebetrieben und mit zwei am Gerät verbauten Elektroden aus Metall ausgestattet. Sie übertragen wie ein TASER® Impulse in den Körper der Zielperson. Die gesetzliche Regulierung erfolgt über das Waffengesetz [25], die Beschussverordnung [1] und die PTB-Anforderung [26].

Die aktuelle Regulierung gibt keine Hinweise auf Gefahren, die mit solchen Geräten auftreten können. In dieser Arbeit werden die Gefahren von EIG untersucht und diskutiert. Zum Schluss wird noch ein neues System zur Bewertung der EIG entwickelt.



Bild 3-1 a) zugelassene EIG; b) Mobilfunkattractant c) Viehtreiber; d) EIG ohne Zulassung

3.1.2 Technischer Aufbau eines EIG

Im Bild 3-2 ist ein schematischer Aufbau eines EIG dargestellt. Gesetzlich darf jeder Hersteller selbst entscheiden, wie sein Produkt technisch realisiert wird. Aber grundsätzlich sind die aktuellen Produkte alle ähnlich aufgebaut. Ein EIG wird normalerweise mit Batterie betrieben.

Mit der Betätigung des Schalters wird der Wandler mit 9 V oder 18 V versorgt. Der Wandler wandelt die niedrige Batteriespannung in eine Hochspannung von einigen Kilovolt. Über die Diode wird der Kondensator geladen. Die Diode schützt den Kondensator gegen eine unerwünschte Entladung. Die Funkenstrecke 1 ist in dem Gehäuse des EIG verbaut. Die Spannung an der nicht gezündeten Funkenstrecke ist gleich der Spannung in dem Kondensator. Wenn die Spannung in dem Kondensator die eingestellte Überschlagsspannung der Funkenstrecke 1 erreicht, wird diese Funkenstrecke gezündet. Durch Zündung der Funkenstrecke wird ihr Widerstand

niederohmig. Gleichzeitig entsteht ein Impuls mit einem großen Strom über der Primärspule des Trafos. Auf der Sekundärseite des Trafos wird eine hohe Spannung erzeugt. Wenn die beiden Elektroden der Funkenstrecke 2 mit einem menschlichen Körper in Berührung kommen, bildet dieser die Last für die Sekundärspule. Fehlt diese niederohmige Last, entsteht zwischen den Elektroden der Funkenstrecke 2 ein Lichtbogen in Luft.

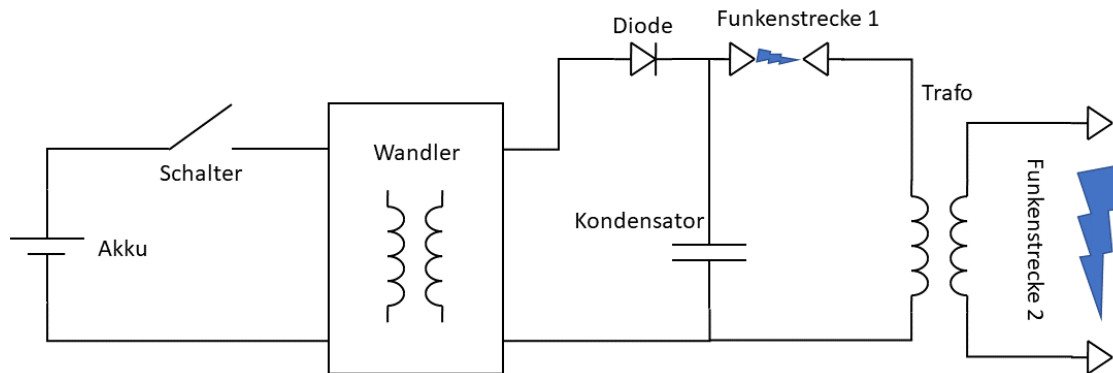


Bild 3-2 Blockschaltbild eines EIG

3.1.3 Aufnahme der Signalform mit Festwiderständen

Die Prüfung eines EIG nach der Beschussverordnung Anlage V erfolgt in der PTB. Die PTB hat für die Aufgabe eine PTB-Anforderung erstellt [26]. In dem Bundesgesetzblatt Jahrgang 2006 [27] wurde ein Messaufbau (Bild 3-3) vorgegeben. In diesem wird der 1-k Ω -Lastwiderstand gleichzeitig als ein Hochspannungsteiler benutzt, indem der Widerstand aus einem Hochspannungswiderstand R_{HV} und einem Niederspannungswiderstand R_L besteht. Ein Problem bei diesem Messaufbau ist, dass die beiden Widerstände denselben Frequenzgang haben sollen, damit das Teilungsverhältnis des Spannungsteilers im Frequenzbereich konstant bleibt.

Wenn der Wert des Lastwiderstandes bekannt ist, kann der Strom statt der Spannung gemessen werden, um den Spannungsverlauf zu bekommen. Mit dem gemessenen Stromverlauf wird der Spannungsverlauf berechnet. Deshalb ist in der PTB-Anforderung der angepasste Messaufbau im Bild 3-4 bei der Zulassungsprüfung vorgegeben. In dem Messaufbau gibt es eine Funkenstrecke. In der Praxis stellt man fest, dass einige EIG-Geräte mit der Funkenstrecke nicht funktionieren können, während andere Geräte dasselbe Ausgangssignal unabhängig von der Funkenstrecke produzieren.

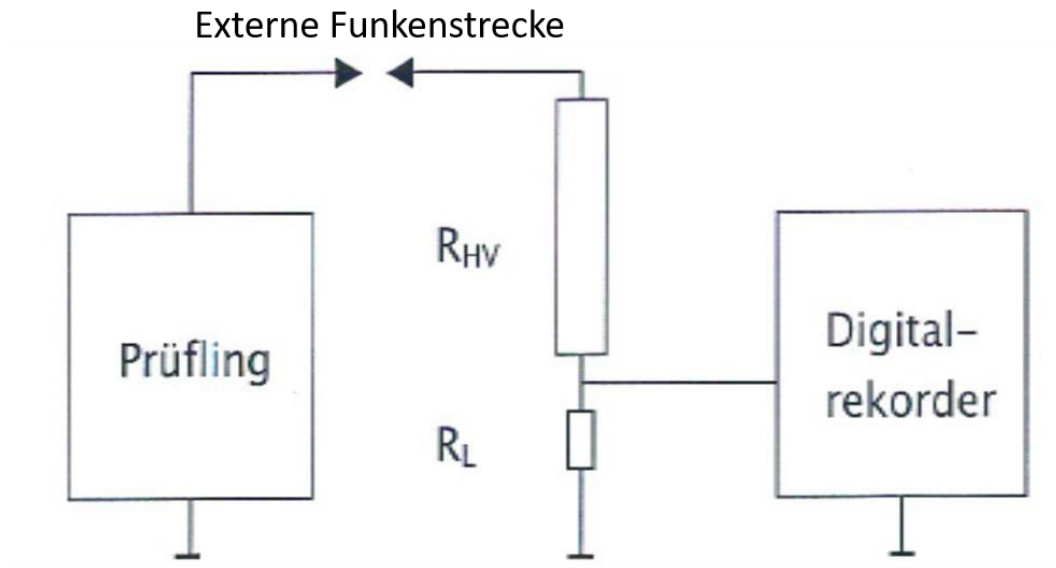


Bild 3-3 Messaufbau für die Aufnahme der Wellenform (nach [27])

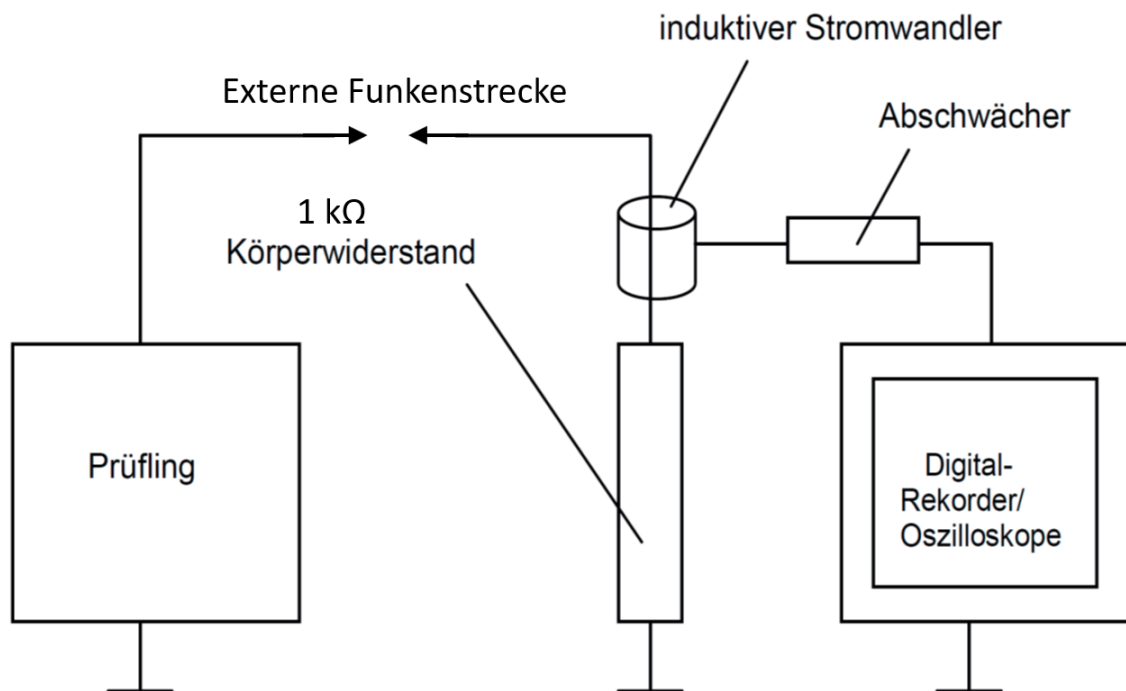


Bild 3-4 Messaufbau für die Aufnahme der Wellenform (Angepasst nach [27])

3.2 Biomedizinische Hintergründe der Elektroimpulsgeräte

Setzt man ein EIG gegen einen Angreifer ein, wird erwartet, dass der Angreifer wegen des vom EIG erzeugten hohen Stroms temporär kampfunfähig ist. Ein Strom kann auf unterschiedlichen Wegen ein Lebewesen kampfunfähig machen, wenn jemand z.B. von einem Blitz getroffen wird, wird er normalerweise sofort zusammenbrechen. Ein Blitz ist ein extremer Fall für einen hohen Strom. Durch einen Stromunfall an einer elektrischen Einrichtung könnte der/die Geschädigte auch zusammenbrechen. In den beiden zuletzt genannten Fällen spielt die durch die hohe Energie erzeugte Verbrennung eine wichtige Rolle. Bei der Anwendung von EIG soll eine Verbrennung vermieden werden. Die Wirkung von Elektroimpulsgeräten soll die direkte oder indirekte Erregung einer großen Masse von Zellen im Körper durch den Strom hervorrufen. Dadurch verliert der Körper das Gleichgewicht. Nicht alle Zellen im Körper sind vom Strom erregbar. Zu den erregbaren Zellen zählen die Nervenzellen und die Muskelzellen. Wenn die Nervenzellen oder die Muskelzellen vom Strom erregt werden, entsteht eine Muskelkontraktion oder ein Schmerz. Eine Erregung führt nicht zu einer irreversiblen Zerstörung der Zellen durch die Einleitung des Stroms.

3.2.1 Nerven

Das Nervensystem ist für die Informationsübertragung im menschlichen Körper zuständig. Das System regelt die innere Umgebung des Körpers, realisiert die Wahrnehmung der Außenwelt und steuert alle Bewegungen des Muskelsystems.

Das Nervensystem besteht aus Nervenzellen (Neuronen) und Gliazellen. Die Gliazellen sind die Zellen, welche die Existenz der Nervenzellen garantieren. Sie unterstützen das Wachstum der Nervenzellen und den notwendigen Stofftransport. Nervenzellen sind zuständig im klassischen Sinn für die Informationsübertragung und -bearbeitung. Im Bild 3-5 ist eine schematische Darstellung einer Nervenzelle gezeigt. Eine Nervenzelle besteht aus einem Zellkörper und Zellfortsätzen [4]. Der Zellkörper hat wie eine ganz normale Zelle im Körper einen Zellkern. Die Zellfortsätze können Dendriten oder Axonen sein. Die Dendriten erhalten die Informationen aus anderen Nervenzellen, zur Bearbeitung in der eigenen Zelle. Das Axon überträgt die Information von der eigenen Zelle zu den fremden Zellen über die Axonterminale (Enden einer Nervenzelle, auch Synapsen). Die blauen Pfeile im Bild 3-5 zeigen die Richtung des Informationsflusses. Die Größe der Nervenzellen ist sehr unterschiedlich. Der Unterschied der Nervenzellen wird durch die Ausdehnung der

Axone bestimmt. Die Längen kann je nach Art der Nervenzellen vom Mikrometerbereich bis 1 m lang sein. Der Durchmesser einer Nervenzelle kann bis zu 22 μm betragen. [28]

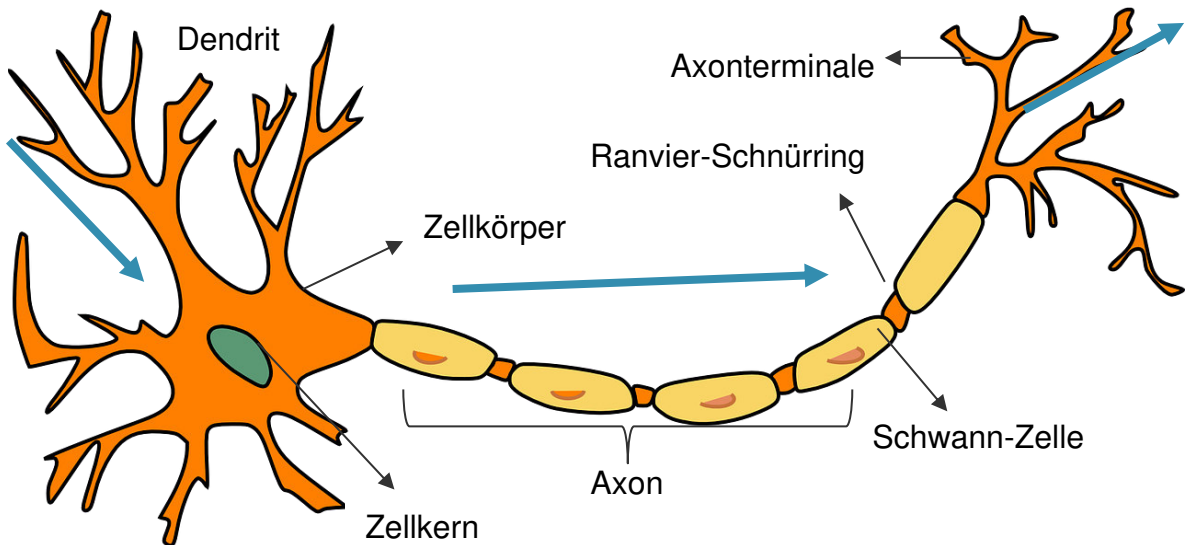


Bild 3-5 Aufbau einer Nervenzelle [29] Die blauen Pfeile zeigen die Richtung des Informationsflusses.

Aktionspotenzial

Es gibt eine Potenzialdifferenz zwischen den beiden Seiten der Zellmembran. Diese Potenzialdifferenz wird von der Differenz der Konzentration der verschiedenen Ionen verursacht. Wenn sich eine Nervenzelle in einem nicht stimulierten Zustand befindet, transportiert die Zelle aktiv durch die Natrium-Kalium-Ionenpumpe die Ionen von einer Seite der Zellmembran zu der anderen Seite. Diese Potenzialdifferenz wird Ruhepotenzial genannt. Der Prozess wird im Bild 3-6 dargestellt. Einer der wichtigsten Faktoren, welche das Potenzial stabilisieren kann, ist die selektive Permeabilität der Zellmembran. Die Zellmembran ist mehr durchlässig für Kalium als für Natrium. Es gibt noch andere Faktoren, welche das dynamische Gleichgewicht garantieren, z.B. chemischer Gradient und elektrischer Gradient. Alle diese Faktoren bewirken eine positive Ladung im Extrazellulärraum und eine negative Ladung im Intrazellulärraum. Bei den meisten Nervenzellen ist das Ruhepotenzial -70 mV.

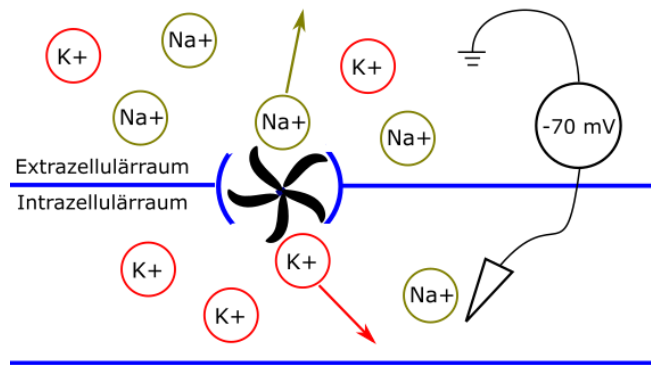


Bild 3-6 Ruhepotenzial und Ionenpumpe

Viele Zellen im Körper können stimuliert werden. Nervenzellen und Muskelzellen sind beide erregbar. Hier wird in einem Beispiel erklärt, wie eine Nervenzelle erregt werden kann. Wie oben erwähnt, ist die Konzentration der positiven Ionen auf der Innenseite der Zellmembran niedriger als auf der äußeren Seite. Wenn ein Teil der Zellmembran erregt ist, wird die örtliche Konzentration der positiven Ionen auf der Innenseite dieses Teils der Zellmembran höher als beim Ruhezustand. Wegen der Ungleichmäßigkeit der Konzentration der Ionen werden die positiven Ionen in die Richtung diffundieren, wo die Konzentration niedriger ist. Diese Bewegung ist eine Art der Informationsübertragung im Körper und wird als elektrotonische Leitung bezeichnet. Im Bild 3-7 wird die Bewegung der positiven Ionen dargestellt.

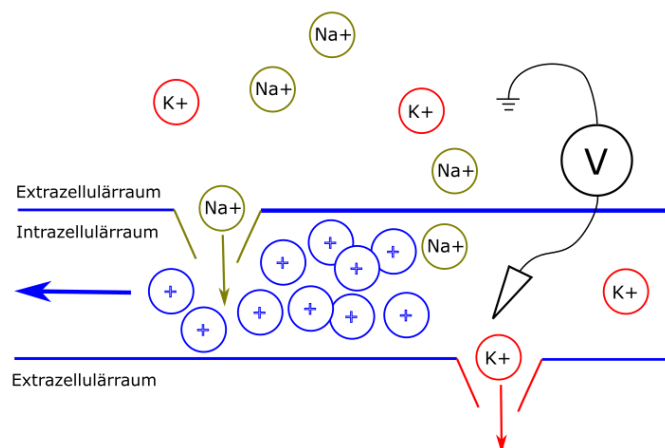


Bild 3-7 Zellmembranerregung und Ionenkanäle. Die blauen Pfeile zeigen die Richtung der Diffusion.

Ein Nachteil der elektrotonischen Leitung ist, dass das übertragene Signal, welches als Form der Potentialdifferenz existiert, immer schwächer mit größerer Distanz wird. Die Lösung der Natur ist das Aktionspotenzial. Es gibt viele Ionenkanäle, welche die Durchlässigkeit der Zellmembran für verschiedene Ionen spannungsabhängig ändern können. Wegen der im Bild 3-7 gezeigten örtlichen großen Konzentration der positiven Ionen wird die Potentialdifferenz in diesem bestimmten Membranbereich steigen. Diese Potentialdifferenz ist ein Reiz der Zellmembran. Die Änderung

der Potenzialdifferenz wird im Bild 3-8 dargestellt. Wenn die Potenzialdifferenz größer als eine Schwelle der Natriumkanäle wird, werden die spannungsabhängigen Natriumkanäle geöffnet. Wegen der großen Konzentrationsdifferenz bewegen sich die Natriumionen sehr schnell von der äußeren Seite der Zellmembran zur Innenseite. Die Spannung steigt weiter in Richtung des positiven Bereichs. Diesen Prozess bezeichnet man als Depolarisation. Wenn die Spannung eine andere Schwelle erreicht, öffnen sich die Kaliumkanäle. Daraufhin werden die Natriumkanäle wieder gesperrt. Durch die Kaliumkanäle dürfen die Kaliumionen die Zelle verlassen. Mit der Verringerung der Konzentration der Kaliumionen sinkt auch die Spannung, so dass allmählich das Ruhepotential wieder erreicht wird. Das Absenken der Spannung ist die Repolarisation. Der gesamte Potenzialverlauf ist das Aktionspotenzial. Durch das Aktionspotenzial wird die Stärke des Signals in der Nervenzelle erhöht. Aber der Körper unterscheidet ein Aktionspotenzial nicht durch die Stärke. Wie in der Informationstechnik bedeutet ein Aktionspotenzial im Körper „eins“, ein Ruhepotential „null“. Eine Zelle hat nur zwei Zustände: erregt und nicht erregt.

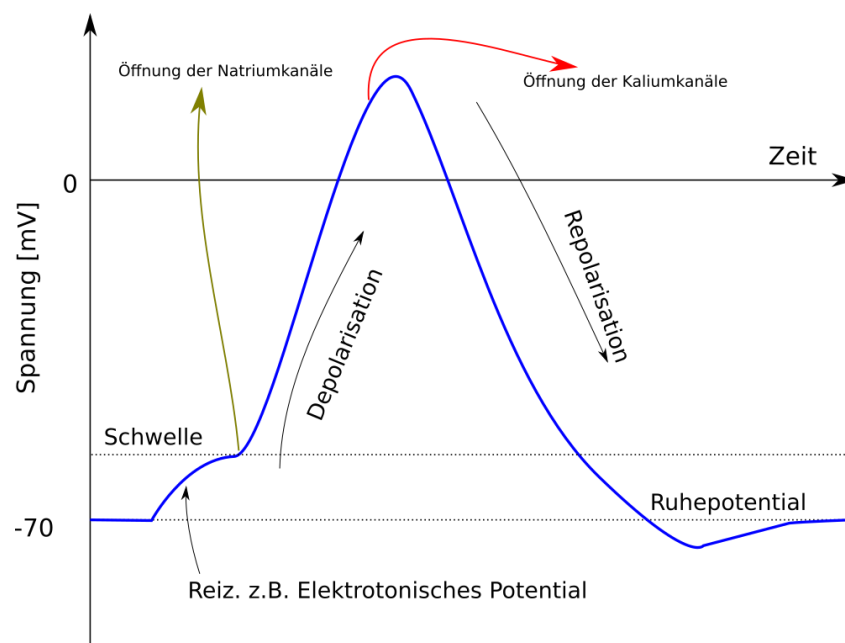


Bild 3-8 Verlauf eines Aktionspotenzials

Das Aktionspotenzial verbreitet sich durch die Wiederholung des oben erwähnten Prozesses entlang des Axons. Die erregten Ionenkanäle können erst nach einer kurzen Zeit wieder erregt werden. Diese Zeit bis zur Reaktivierung ist die Refraktärzeit. Normalerweise wird ein Aktionspotenzial vom Zellkörper (Soma) initialisiert. Deswegen kann das Aktionspotenzial normalerweise nur vom Zellkörper zu den Axonterminale verbreitet werden. Im Bild 3-9 wird die Richtung eines natürlich erzeugten Aktionspotenzials mit einem Pfeil mit der durchgezogenen Linie gekennzeichnet.

zeichnet. Aber die Erregung der Zellmembran des Axons wird nicht ausgeschlossen. Durch einen extern erzeugten Strom kann jeder Teil des Axons erregt werden. Deswegen kann sich ein Aktionspotential in beiden Richtungen entlang des Axons bewegen, d.h. ein Aktionspotential darf sich im Bild 3-9 auch in der Richtung des Pfeils mit Punkten verbreiten.

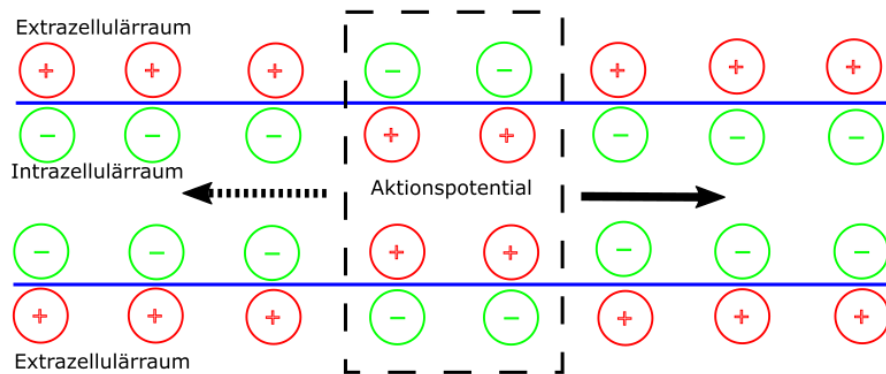


Bild 3-9 Verbreitung eines Aktionspotenzials

Es gibt eine spezifische Art der Gliazellen, welche Schwann-Zellen genannt werden. Die Schwann-Zelle bildet eine Hülle um ein Axon. Die Nervenzelle im Bild 3-5 hat eine Hülle aus Schwann-Zellen, diese wird Myelinhülle genannt. Nicht jedes Axon hat eine Myelinhülle. Die Myelinhülle sorgt für eine elektrische Isolation des Axons. Die Isolation reduziert die Kapazität [30]. Die Geschwindigkeit der Informationsübertragung kann in den myelinisierten Nervenzellen schneller als ohne Myelinscheide sein. Die Myelinscheide ist nicht kontinuierlich, sondern mit Unterbrechungen. Die Unterbrechung ist der Ranvier-Schnürring. Der Ranvier-Schnürring ermöglicht die saltatorische Erregungsleitung. Eine saltatorische Erregungsleitung muss von einer kontinuierlichen Erregungsleitung mit kontinuierlichem Aktionspotential unterschieden werden. In einer Myelinhülle passiert nur die elektrotonische Leitung. Und bei einem Ranvier-Schnürring entsteht ein Aktionspotential, welches das Signal verstärken kann.

Die Ausbreitungsgeschwindigkeit von einem Aktionspotential entlang des Axons ist abhängig von dem Faserdurchmesser. Je größer der Durchmesser eines Axons ist, desto höher ist die Geschwindigkeit. Im menschlichen Körper ist der Durchmesser von den 89,6% der Nervenzellen zwischen 1 bis 4 μm . 8,7% der Nervenzellen haben einen Durchmesser zwischen 5 und 10 μm . Die Durchmesser der verbleibenden Nervenzellen liegen zwischen 11 und 20 μm [31, p. 55].

Die Nervenzellen können nach unterschiedlichen Kriterien sortiert werden. Nach den funktionellen Unterscheidungen gibt es die Motoneuronen, die sensorischen

Neuronen und die Interneuronen. Die Motoneuronen sind zuständig für die muskuläre Bewegung. Die sensorischen Neuronen sind die Sensoren des Körpers, sie nehmen die internen und externen Reize wahr und übermitteln die Informationen zu dem zuständigen Bearbeitungszentrum wie z.B. Gehirn oder Rückenmark. Ein Interneuron ist wie sein Name eine Nervenzelle zwischen anderen Nervenzellen. Die Kommunikation zwischen einer Nervenzelle und einer anderen Nervenzelle oder zwischen einer Nervenzelle und einem anderen Typ von Zelle funktioniert chemisch oder elektrisch.

Nach der Myelinisierung gibt es wie oben erwähnt Nervenzellen mit und ohne Myelinscheide. Die Fortsätze der Nervenzellen werden als Nervenfasern bezeichnet. Die Nervenzellen mit Myelinscheide haben A-Fasern und die Nervenzellen ohne Myelinscheide haben C-Fasern. Die A-Fasern sind in der Dissertation interessanter, weil der Durchmesser der Fasern größer und somit die Reizschwelle niedriger ist [32]. Eine niedrige Reizschwelle passt zu einem Worst-Case-Szenario.

3.2.2 Skelettmuskel

Skelettmuskeln sind zuständig für die Bewegungen des menschlichen Körpers. Eine muskuläre Bewegung kann vom Gehirn initialisiert werden. Dieser Prozess wird im Bild 3-10 dargestellt. Das Signal wird als Form eines Aktionspotenzials über Interneuronen zu den Motoneuronen übermittelt. Eine motorische Nervenzelle steht am Ende der Kette. Ein sogenannter synaptischer Spalt verbindet die Muskulatur und die Axonterminale.

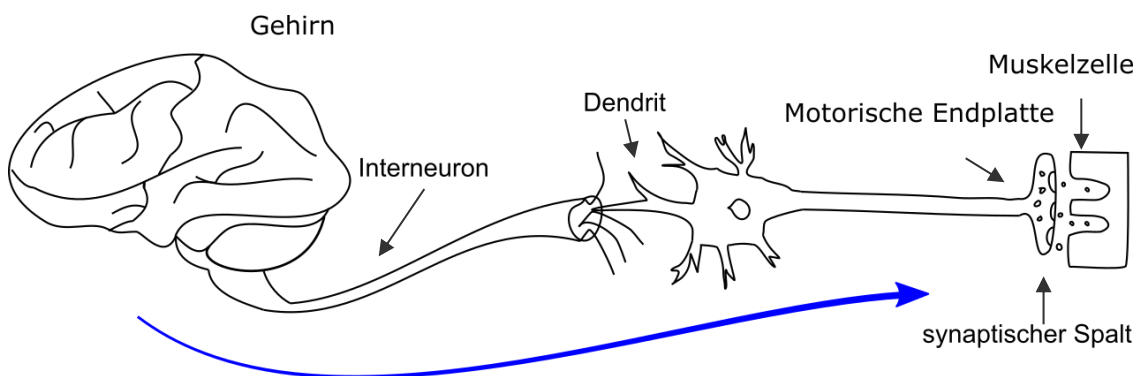


Bild 3-10 Informationsübertragung vom Gehirn zu einer Muskelzelle. Der blaue Pfeil zeigt die Richtung des Informationsflusses

Diese spezielle Axonterminale wird motorische Endplatte genannt. Wenn ein Aktionspotenzial erfolgreich die motorische Endplatte erreicht hat, wird die Axonterminale der Muskulatur den Neurotransmitter emittieren, welcher als ein chemisches

Signal betrachtet werden darf. Der Neurotransmitter wird in eine Membranhülle verpackt. Ein Motoneuron mit der entsprechenden Muskulatur wird als eine motorische Einheit bezeichnet.

Im Bild 3-11 (rechts) wird eine motorische Einheit mit den gesamten zu steuernden Muskelfasern (Muskelzelle) dargestellt. Die erregten Muskelfasern geben chemisch den anderen Muskelfasern die Erregung weiter. Der Aufbau der Skelettmuskulatur wird im Bild 3-11 (links) gezeigt. Ein Muskel besteht aus vielen Muskelfaserbündeln. Jedes Muskelfaserbündel wird von Muskelfasern zusammengefasst. Eine Muskelfaser ist eine einzelne Zelle. Eine Muskelfaser besitzt viele kleine Einheiten, die Muskelfibrillen, sie ist aus Sarkomeren aufgebaut. Das Sarkomer ist die kleinste Einheit der Muskelkontraktion. Ein Muskel kann sowohl chemisch als auch elektrisch erregt werden. D.h. ein externer Strom kann entweder direkt elektrisch die Muskulatur stimulieren oder zuerst die motorische Nervenzelle, dann wird die Muskulatur von den Nervenzellen erregt. Aber eigentlich ist die elektrische Schwelle der motorischen Nervenzellen kleiner als die elektrische Schwelle der Muskulatur, d.h. ein größerer Strom wird gebraucht, um die Muskulatur direkt elektrisch zu stimulieren [33, 34].

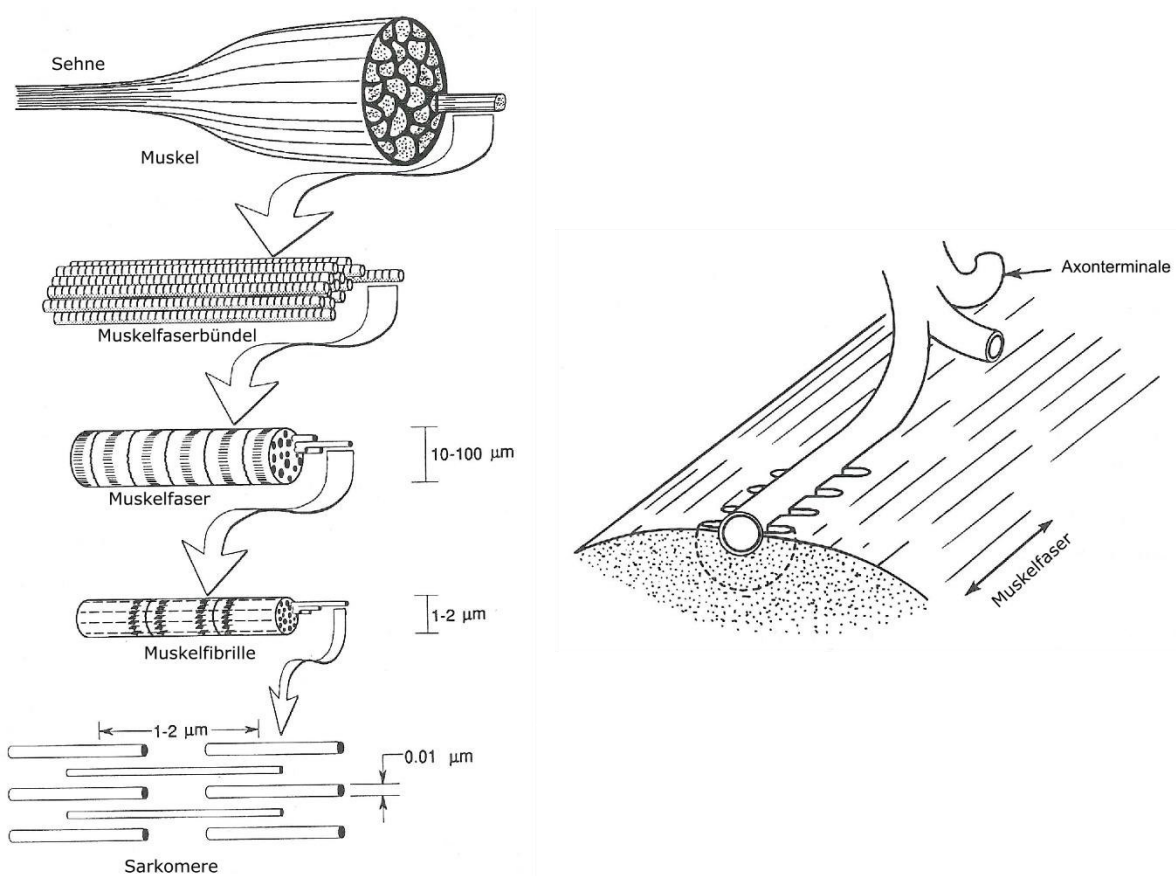


Bild 3-11 Aufbau der Skelettmuskulatur (links) und eine motorische Endplatte eines Froschs (rechts) [4, pp. 98-99]

3.2.3 Strength-Duration Curve

Im letzten Kapitel wurde erwähnt, dass die Nervenzellen und die Muskelzellen vom Strom erregbar sind. Die Schwelle der Erregung ist von der Dauer und der Stärke der Stimulation abhängig. Die Beziehung der Schwelle für die Stärke und die Dauer der Stimulation wird mit den beiden Kurven im Bild 3-12 dargestellt, welche als Strength-Duration Curve (S-D Curve) bezeichnet wird. Diese Kurve basiert auf den Erfahrungsformeln 3-1 und 3-2 von Weiss [9]. I_S und Q_S sind jeweils die Schwelle für den Strom und für die Ladung bei einer Impulsdauer t . I_0 ist die Schwelle für den Strom eines sehr langen dauernden Reizes, und wird Rheobase genannt. Diese Schwelle ist die minimale Schwelle einer Stimulation, bei der ein Nerv oder ein Muskel noch gerade ein Aktionspotential auslöst. τ ist die Dauer, wobei die Schwelle für den Strom doppelt so groß wie die Rheobase ist. Sie ist die Zeitkonstante des Organs und wird Chronaxie genannt. Q_0 ist die minimale Schwelle für die Ladung. Bei einem sehr kurzen Impuls ist dieser Wert fast konstant.

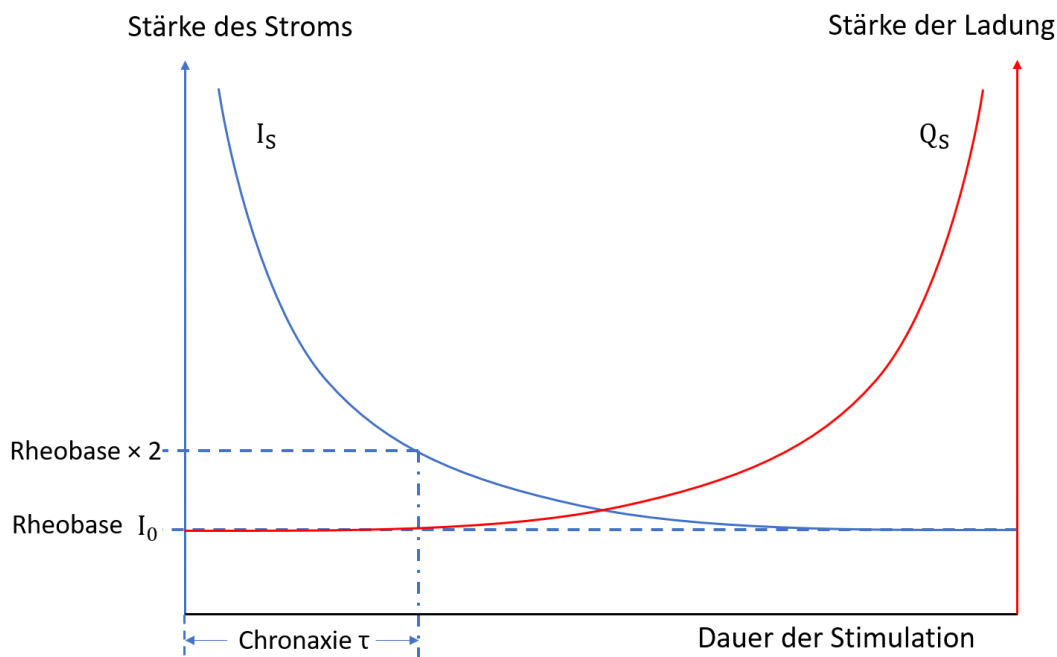


Bild 3-12 Strength-Duration Curve (nominierte Zeit). Blaue Kurve ist die Schwelle für den Strom. Rote Kurve ist die Schwelle für die Ladung.

$$I_S = I_0 \left(1 + \frac{\tau}{t}\right) \quad (3-1)$$

$$Q_S = Q_0 \left(1 + \frac{t}{\tau}\right) \quad (3-2)$$

Die S-D-Curve von Nervenzellen wurde beim Menschen mit unipolarer Rechteckspannung ab $5 \mu s$ [35], und mit Kondensstorentladungen ab $0,15 \mu s$ validiert [36]. Die Zeitkonstante von Nervenfasern liegt je nach Untersuchung zwischen 70 und

8333 μs [4, p. 246]. Die Gründe des großen Unterschiedes liegen in der Elektrodengröße, den Testpositionen auf dem menschlichen Körper, die Kriterien der Anregung bzw. die angeregten Nerventypen.

Praktisch wird häufig die Stromdichte J statt des Stroms als die Schwelle benutzt, weil die Stromdichte unabhängig von der Menge der stimulierten Zellen ist. Falls die Parameter von einem Organ bekannt sind, kann die Schwelle für die Stromdichte eines bestimmten Signals mit der Formel 3-3 berechnet werden.

$$J_S = J_0 \left(1 + \frac{\tau}{t}\right) \quad (3-3)$$

Experimente haben gezeigt, dass die Schwelle beim Herz auch eine eigene S-D-Curve bilden kann [4, p. 198]. Pearce [37] hat die Parameter der S-D-Curve von Hunde- und Schildkrötenherzen untersucht. In der Studie entsprach die Schwelle der Anregung der Herzen, aber keinem Kammerflimmern. Der Mittelwert der Rheobase von Hundherzen war in dem Experiment 1,48 mA/cm^2 . Die Chronaxie war 2,14 ms. Bei einem Impuls eines Elektroschockers mit einer Impulsdauer von 22 μs , ist die Schwelle der Erregung des Herzes für die Stromdichte nach der Formel 3-3 und dem Forschungsergebnis von Pearce ca. 145 mA/cm^2 . Die Wellenform wird in dem Fall nicht berücksichtigt. Die Schwelle eines Kammerflimmerns liegt nach der Literatur [38] 150-fach höher bei DC als die Schwelle für eine Erregung; und bei 50 Hz AC ist sie 2,4-fach höher.

3.2.4 Nervenmodelle

Die in dem letzten Kapitel beschriebene S-D-Curve kann zur Abschätzung der Schwelle einer Erregung dienen. Aber das Modell kann den Wellenformunterschied nicht berücksichtigen, welcher die Schwelle aber stark beeinflussen kann. z.B. die Schwelle für ein unipolares Rechtecksignal kann kleiner als ein unipolares Sinussignal sein [6].

Hodgkin und Huxley haben ein auf der Elektrotechnik basiertes Nervenmodell gebaut, um die Stimulation der Zellmembran zu simulieren [8]. In dem Bild 3-13 wird die Schaltung des H-H-Modells dargestellt. Das Hodgkin-Huxley-Modell (H-H-Modell) beschreibt den gesamten Strom I durch die Zellmembran mit vier Komponenten, die jeweils Kalium-, Natrium-, Leck-Ströme (I_K , I_{Na} und I_l) und ein kapazitiver Strom sind. C_M ist die Kapazität der Zellmembran. R_{Na} und R_K entsprechen den Widerständen der beiden Ionenkanäle. Die Widerstände sind nicht linear. R_l ist der Widerstand des Leckstroms von weiteren Ionen. E_{Na} , E_K und E_l sind die Gleichgewichtspotentiale der Ionen. Das H-H-Modell kann die Stimulation der Nerven ohne Myelinscheide modellieren.

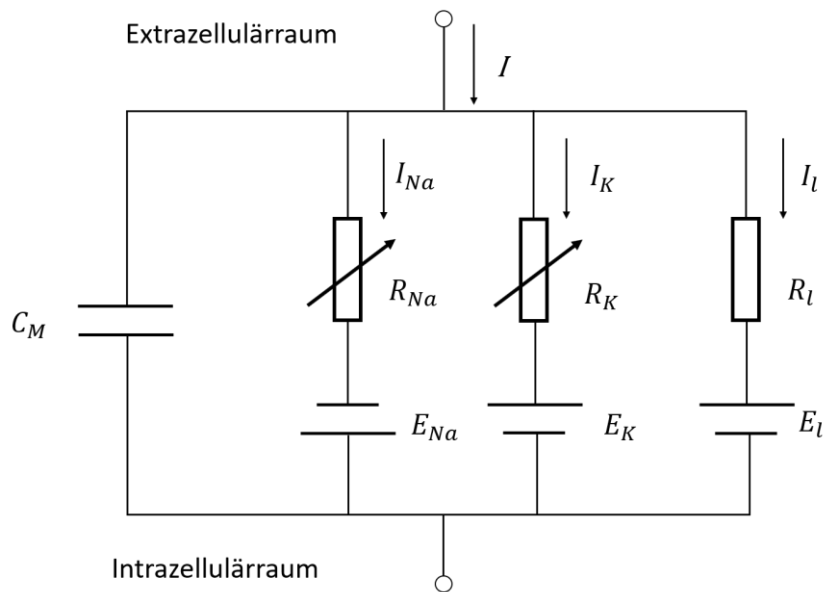


Bild 3-13 Elektrische Schaltung der Zellmembran nach dem H-H-Modell, angepasst nach [8]

Extrazellulär- und Intrazellulär- und Raum bezeichnen den Raum zwischen den Zellen, wo hingegen der Intrazellulär- und Raum der Raum innerhalb der Zelle ist. Frankenhaeuser und Huxley haben einen weiteren Ionenkanal in das H-H-Modell ergänzt [39]. Der neue Ionenkanal modelliert ein sogenanntes unspezifisches Ion. Durch Einführung des neuen Kanals kann das Frankenhaeuser-Huxley-Modell (F-H-Modell) die Erregung der Nerven mit Myelinscheide modellieren.

Das H-H-Modell und das F-H-Modell können die Erregung einer Zellmembran nur ohne die dynamische Verbreitung des Aktionspotenzials beschreiben. McNeal [40] hat anhand der F-H-Gleichungen ein Netz gebaut, welches mehrere Einheiten des F-H-Modells als Einzelknoten des Axons einer Nervenzelle mit Myelinscheide beinhaltet. Mit dem Netz ist auch die Dynamik eines Aktionspotenzials durch eine externe Stimulation modellierbar. Die Knoten im McNeals Modell sind nicht alle nichtlinear. Reilly [41] hat mit dem Ersatz der linearen Knoten durch nichtlineare Knoten mehr Flexibilität der Simulation ermöglicht. Das neue Modell wird „Spatially Extended Nonlinear Node (SENN)“ Modell genannt und mit Fortran computertechnisch realisiert [10].

Im Bild 3-14 wird die äquivalente Schaltung des SENN-Modells dargestellt. In der Darstellung werden drei Knoten gezeigt. Die Spannung V_i ist die von der Stimulation verursachte Spannung an dem Knoten i . Das Gleichgewichtspotenzial E_r und der Widerstand des Ionenkanals R_m werden im Bild jeweils nur mit einem Symbol dargestellt, aber in dem Modell werden die beiden Bauteile als separate Komponenten der verschiedenen Ionenkanäle des F-H-Modells beschrieben. R_a ist der Widerstand zwischen den Knoten.

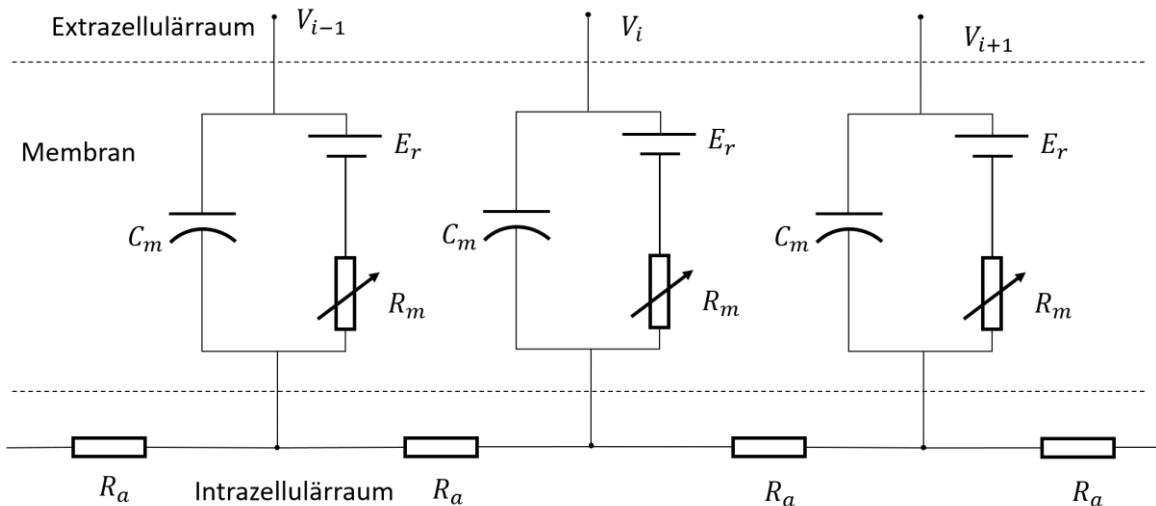


Bild 3-14 Äquivalente Schaltung des SENN-Modells [10]

3.2.5 Herzkammerflimmern durch Strom

Ein Herzschlag eines gesunden Herzens wird von dem Sinusknoten im Herz getriggert. Ein von dem Sinusknoten initialisierter Herzschlag ist eine fast synchronisierte Bewegung aller Herzmuskelzellen. Der lebensgefährliche Fall des Herzkammerflimmerns ist eine Art des abnormalen Herzschlags. In dem Fall können die Herzmuskelzellen nicht mehr miteinander koordinieren, sondern bewegen sich asynchron.

Es wurde erwähnt, dass die Nervenzelle und das Muskelgewebe erregbar sind. Herzzellen sind auch Muskel und somit erregbar. Das Aktionspotenzial der Herzzellen dauert bis 400 ms und ist länger als das von Nervenzellen [4, p. 154]. Wenn das Herz von einer externen elektrischen Stimulation erregt wird, kann die Erregung ein Herzkammerflimmern verursachen [3]. Aber die Wahrscheinlichkeit der Stimulation ist nicht immer gleich groß. Ein Herzkammerflimmern kann nur von einem externen Strom verursacht werden, wenn die Stimulation während der T-Welle des Herzschlags (vulnerable Phase) passiert [4, p. 195].

Um das ganze Herz zu erregen, müssen nur einige Herzmuskelzellen erregt werden [42]. Die Schwelle einer Erregung der Herzmuskelzellen durch einen bestimmten Spannungsverlauf kann mit dem SENN-Modell berechnet werden, unter der Voraussetzung, dass die Zeitachse der Wellenform mit dem Faktor 24,9 verkürzt wird [10, p. 70]. Aber es muss dabei beachtet werden, dass eine Erregung nicht ein Herzkammerflimmern bedeutet. Die Schwelle eines Herzkammerflimmerns liegt deutlich höher als die Schwelle einer Erregung des Herzens [42].

Die Schwelle eines Herzkammerflimmerns kann auch von anderen Faktoren beeinflusst werden. z.B. hat Lakkireddy in 2006 [43] mit Kokain den Effekt der elektrischen Stimulation untersucht. Er hat bemerkt, dass die Schwelle durch die Wirkung von Kokain höher wird. Reilly [4, p. 192] hat festgestellt, dass eine Serie von Extrasystolen die Schwelle des Herzkammerflimmerns mindern kann. Die Schwelle ist auch von Mensch zu Mensch unterschiedlich. In der Forschung von Watson [44] wurden die Herzkammerflimmerschwellen von Patienten mit Herzkrankheiten untersucht. Ein Herzkammerflimmern ist mit einem sehr kleinen Strom bei Menschen mit Herzkrankheit möglich [44]. Bei einem Patienten war die Schwelle nur 15 μA . Das Ergebnis weist drauf hin, dass es wahrscheinlich gar keine sichere Stromschwelle gibt, welche für jede Situation und jede Person gültig ist.

3.2.6 Technische Anforderung eines EIG nach dem Waffenrecht im Vergleich mit der IEC 60479-2 2017

Die Grenzwerte eines EIG sind in der Anlage V der Beschussverordnung [1] geregelt. Der erste Grenzwert ist die Impulsfrequenz, welche nicht größer als 50 Hz sein darf. Dann muss ein EIG nach einer genannten Anwendungsdauer automatisch abgeschaltet werden. Eine neue Entladung ist erst 2 s nach der Abschaltung erlaubt. Die spezifische Energie E_s eines Impulses wird nach der Formel 3-4 definiert und darf maximale $5 \times 10^{-3} \text{ A}^2\text{s}$ sein. t ist die Dauer des Impulses. Ein Impuls darf maximal 0,1 ms dauern. I_{eff} ist der Effektivwert des Stroms eines Impulses. Der Grenzwert davon wird nach der Dauer der Anwendung gestuft und in der Tabelle 3-1 aufgelistet.

$$E_s = I_{eff}^2 t \quad (3-4)$$

Tabelle 3-1 Grenzwert der Stromstärke eines EIG nach der Beschussverordnung [1]

Maximale Dauer der Anwendung [s]	Maximale effektive Stromstärke [mA]
4	500
10	300
100	50

Die Messung der Grenzwerte wird nach dem Messaufbau im Kapitel 3.1.3 durchgeführt. Eigentlich ist die Angabe des maximal erlaubten Wertes der spezifischen Energie redundant. Die spezifische Energie ist mit der Vorgabe der maximalen Stromstärke von 500 mA und der maximalen erlaubten Dauer von 0,1 ms auf $2,5 \times 10^{-5} \text{ A}^2\text{s}$ begrenzt, welche kleiner als der maximale erlaubte Wert ist.

Die Impulsfrequenz im Waffengesetz ist nach der neuen Norm IEC 60472-2: 2017 [5] schlecht nachvollziehbar. In der Norm wurde vorgeschlagen, dass die Schwelle eines Herzkammerflimmerns nicht sinkt, wenn das Intervall zwischen den Impulsen größer als 300 ms ist. Wenn der Abstand weniger als 300 ms ist, kann die Wirkung der Impulse nach der Norm überlappen und die Schwelle eines Herzkammerflimmerns würde sinken. Wenn der Abstand kleiner als 100 ms ist, ist dieser Effekt nach der Norm besonders bemerkbar. 50 Hz ist aber weit über dieser Überlappungsgrenze.

Die effektive Stromstärke von 500 mA ist die Schwelle eines Herzkammerflimmerns mit einer Wahrscheinlichkeit von 5 % und einer Impulsdauer von ca. 4 ms nach der Grafik 23 in der Norm. Weil die Änderung der Schwelle zu einer S-D-Curve passt, steigt dieser Wert mit der Verringerung der Impulsdauer. Nach dem Waffenrecht darf ein Impuls nicht länger als 0,1 ms dauern. In diesem Sinn passt der Grenzwert im Waffenrecht zu dem Vorschlag in der Norm.

4 Experimentelle Untersuchung der Gefahren und Computer-Modellierung

Im Kapitel 3 wurde der wissenschaftliche Hintergrund diskutiert. Im ersten Teil dieses Kapitels wird die Messung der spannungsabhängigen Leitfähigkeit beschrieben. Im zweiten Teil wird ein computerbasiertes menschliches Körpermodell gezeigt. Das neue Prüfverfahren, welche auf dem Körpermodell basiert, wird in dem letzten Teil des Kapitels vorgestellt.

4.1 Messungen des Körperwiderstands

4.1.1 Spannungsabhängige Eigenschaften der Organe

4.1.1.1 Prinzip der Elektroporation

Wenn die elektrische Feldstärke größer wird, steigt die Permeabilität der Zellmembran. Durch die Erhöhung der Permeabilität können Moleküle wie z.B. DNA und Ionen durch die Zellmembran in die Zellen dringen oder die Zellen verlassen. Das Phänomen wird Elektroporation genannt. Mit dem Phänomen ist es möglich, die Zellen durch die Transformation unterschiedlicher Stoffe zu manipulieren. Eine Erklärung des Phänomens ist, dass durch die große elektrische Feldstärke Poren in der Zellmembran gebildet werden.

Das elektrische Feld entsteht normalerweise durch einen kurzen Puls. Wenn die Feldstärke und die Dauer in einem Bereich liegen, wo die Elektroporation noch möglich ist aber die Zellen noch nicht abgestorben sind, sinkt die Permeabilität nach der Elektroporation langsam auf das normale Niveau. Dieser Prozess wird reversible Elektroporation genannt. Bei einer großen Feldstärke oder einer längeren Impulsdauer kann sich die Permeabilität fortlaufend erhöhen. Dadurch werden die Zellen abgetötet. Dieser Prozess ist die irreversible Elektroporation. Die Schwelle der Transmembranspannung für eine Elektroporation liegt im Bereich 0,2 bis 1 V [45]. Die Schwelle der Feldstärke ist makroskopisch und extrazellulär von ca. 80 V/cm [46] bis zu 0,5 kV/cm [47]. Der größte Teil der Spannung fällt auf der Zellmembran wegen ihrer schlechten Leitfähigkeit gegenüber der intrazellulären- und extrazellulären Flüssigkeit ab.

4.1.1.2 Einfluss der Elektroporation auf die Leitfähigkeit

Die elektrische Leitfähigkeit von menschlichem Gewebe ist frequenzabhängig. In dem Bild 4-1 wird die Leitfähigkeitsänderung des Gewebes in Abhängigkeit der Frequenz dargestellt. Die Kurve wird in 3 Dispersionsgebiete aufgeteilt, die da sind: α -, β - und γ -Dispersion. Die Ladungsträger in der Körperflüssigkeit sind hauptsächlich die Ionen. Bei einer niedrigen Frequenz (α -Dispersion) bewegen sich die Ionen mit dem Gradienten des elektrischen Feldes. Durch die örtliche Bewegung der Ionen wird eine elektrische Leitung ermöglicht, jedoch ist die Permeabilität der Zellmembran für die Ionen bei einem normalen Zustand der Zelle sehr niedrig. D.h. die Ionen im Intrazellularraum beeinflussen die Leitfähigkeit des menschlichen Körpers bei einer niedrigen Frequenz sehr gering. Ab einer kritischen Frequenz steigt die Leitfähigkeit des Gewebes. Der Bereich ab dieser Frequenz ist die β -Dispersion. Wenn die Frequenz sehr hoch ist, hat die Polarisation der Moleküle einen großen Einfluss auf die Leitfähigkeit. Dieser Zustand wird γ -Dispersion genannt. Für Muskeln liegt die β -Dispersion in dem Frequenzbereich 100 Hz bis 1 MHz [48].

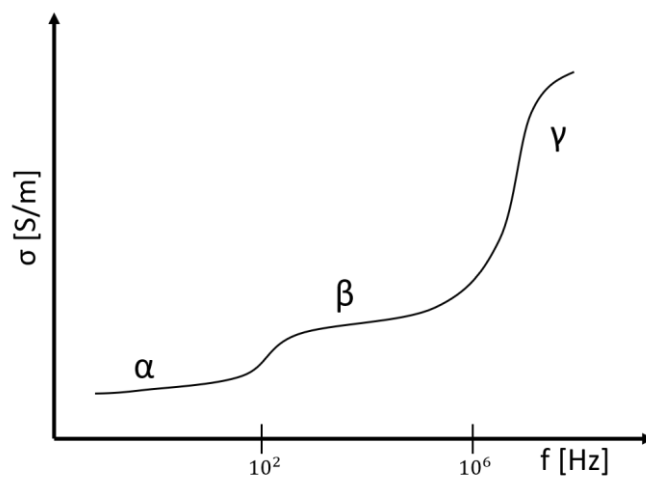


Bild 4-1 Dispersion der Leitfähigkeit des Gewebes

Bei einer Elektroporation steigt die Permeabilität der Zellmembran, dadurch können die Ionen im Intrazellularraum und im Extrazellularraum die Zellmembran durchdringen. Die Leitfähigkeit von Muskelgewebe ist bei 100 Hz, 0,26671 S/m [48]. Die Leitfähigkeit der Interzellularflüssigkeit ist ca. 0,8 S/m [49]. Hypothetisch steigt die Leitfähigkeit des Gewebes deutlich durch die Erhöhung der absoluten Zahl der Ladungsträger.

Eine spannungsabhängige Leitfähigkeit vom malignen Melanom von Mäusen [47] wurde in einer früheren Forschung beobachtet. Die Erhöhung der Leitfähigkeit beginnt mit ca. 0,5 kV/cm und endet bei 1,4 kV/cm. Die Steigerung der Leitfähigkeit der Niere von Schweinen endet in einer anderen Untersuchung mit 2 kV/cm [50]. Die Änderung der Leitfähigkeit ist hypothetisch wegen der Elektroporation.

4.1.1.3 Leitfähigkeitsmessung mit Schweinefleisch

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein computerbasiertes Modell erstellt, um die Sicherheit von Elektroimpulsgeräten (EIG) zu prüfen. Das Modell wird in den folgenden Kapiteln konkret beschrieben. In dem Modell wurde Muskel als Material des CAD-Modells benutzt, weil nach den vorhandenen Forschungsergebnissen [48] die Leitfähigkeit von Muskelgewebe höher ist als von anderen Gewebearten, welche im Körper noch relevant sind. Deswegen wurde am Anfang der Arbeit die Feldstärkeabhängigkeit der Leitfähigkeit vom Muskelgewebe untersucht. Die gemessene feldstärkeabhängige Leitfähigkeit fand sich in der Modellierung wieder.

Die Proben der Experimente bestanden aus Muskelgewebe von Schweinen. Die Hypothese ist, dass die Leitfähigkeit stark von der lokalen elektrischen Feldstärke abhängig ist. Deshalb muss sichergestellt werden, dass das elektrische Feld innerhalb der Schweinefleischprobe homogen verteilt ist. Um ein homogenes elektrisches Feld zu erzeugen, wurden zwei runde Elektroden aus rostfreiem Stahl V2A hergestellt. Solange die Gewebeprobe kleiner als die Elektrode ist, kann davon ausgegangen werden, dass das elektrische Feld in der Probe homogen verteilt ist. Eine DC-Polarization am metallorganischen Interface kann bei einem lang andauernden Strom eine Überspannung verursachen. Die Überspannung beeinflusst die Linearität der gemessenen elektrischen Eigenschaft. Kurze Impulse, die weniger als 1 ms dauern, verursachen keine Elektrolyse, und damit keine Überspannung. Die Linearität kann durch die kurze Dauer der Impulse garantiert werden [51, p. 269].

Im Bild 4-2 wird das Elektrodenpaar gezeigt. Die untere Elektrode wurde auf der Basis befestigt, wo hingegen die obere Elektrode an einer Mikrometerschraube befestigt wurde, damit der Abstand zwischen den Elektroden und die Dicke der gemessenen Fleischprobe direkt abgelesen werden konnte.



Bild 4-2 Elektrodenpaar mit Mikrometerschraube für die Leitfähigkeitsmessungen.

Einfluss der ElektrodenEinstellung auf die Feldstärkeverteilung

Um die Inhomogenität des elektrischen Feldes durch eine mögliche Abweichung der Parallelität der beiden Elektroden abzuschätzen, wurde der Messaufbau mit der Finite-Elemente-Methode in der Software COMSOL Multiphysics ® modelliert. Im Bild 4-3 wird die Geometrie und die Feldstärkeverteilung dargestellt.

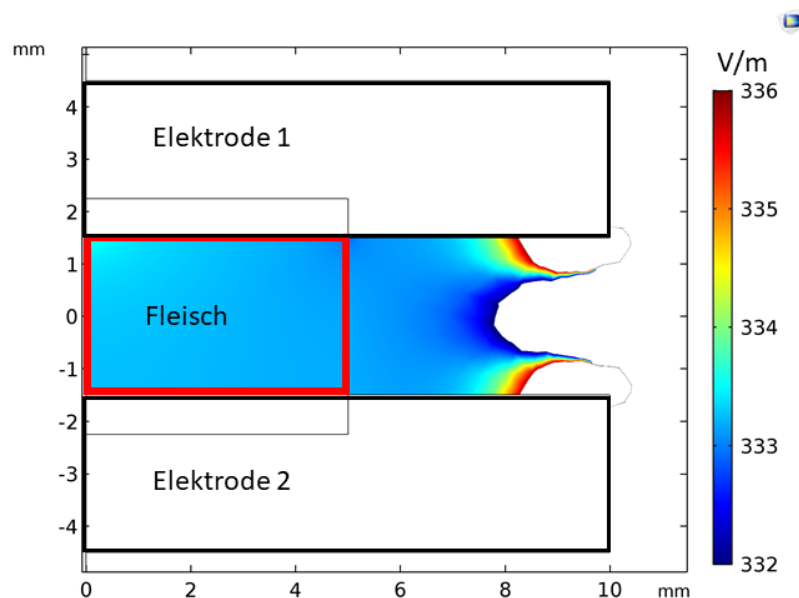


Bild 4-3 Feldstärke im Fleisch in der FEM mit COMSOL. Die Farbe indiziert die Feldstärke.

In der Modellierung war der Durchmesser der beiden Elektroden 10 mm. Der Abstand zwischen den beiden Mittelpunkten der Elektroden war 3 mm. Es wurde die Leitfähigkeit vom Muskel bei 100 Hz, welche 0,26671 S/m nach der Untersuchung

von Grimnes [39] beträgt, als Materialeigenschaft des Fleisches in der Modellierung übernommen. In der Modellierung wurde auf die Spannungsabhängigkeit des Materials verzichtet, weil die Spannungsabhängigkeit die Homogenität nicht signifikant beeinflussen kann. Die Materialien der Elektroden und der Umgebungseigenschaft sind in der Software vorgegeben durch Kupfer und Luft, welche aber für das Ergebnis nicht relevant sind.

In der Modellierung wurde das Modul „Electric Current“ in der COMSOL-Software benutzt. Die Randbedingungen sind die Spannung auf den beiden Elektroden, die jeweils 1 V und 0 V betragen. Am Übergang zur Luft gilt die Formel 4-1. J ist die Stromdichte und n ist das Normal der Oberfläche. Die Berechnung erfolgt mit dem statischen Löser der Software, d.h. die Frequenzabhängigkeit wird vernachlässigt, welche die Homogenität der Feldstärkeverteilung nicht beeinflusst.

$$n \cdot J = 0 \quad (4-1)$$

Die Inhomogenität der Feldstärke wird mit einer Kennzahl „ IH “ charakterisiert. „ IH “ wird mit der Formel 4-2 berechnet. E_{max} , E_{min} und $E_{durchschnittlich}$ entsprechen der maximalen Feldstärke, der minimalen Feldstärke und der durchschnittlichen Feldstärke in der Modellierung. Die Werte wurden direkt in der Software berechnet.

$$IH = \frac{E_{max} - E_{min}}{E_{durchschnittlich}} \times 100\% \quad (4-2)$$

Bei einem Winkel von $0,1^\circ$ zwischen den beiden Elektroden, war IH gleich 1,35%. Der Winkel $0,02^\circ$ führt zu einem IH gleich 0,27%. Wegen des Herstellungsverfahrens kann der tatsächliche Winkel nur kleiner sein. Nach den Ergebnissen der Modellierung wird festgestellt, dass eine wie oben genannte kleine Abweichung der Parallelität der beiden Elektroden akzeptierbar ist.

Messaufbau der Leitfähigkeitsmessung

Im Bild 4-4 wird das Blockschaltbild des Messaufbaus für die Leitfähigkeitsmessung dargestellt. Mit dem Messaufbau können kurze Impulse erzeugt werden. Die Länge der Impulse, die Zahl der Periode und die Periodendauer sind einstellbar.

In der Schaltung werden der „insulated-gate bipolar transistor“ IGBT 1 und der IGBT 2 als Schalter benutzt. Die beiden Hochspannungs-IGBTs sind AUIRG4PH50S von der Firma Infineon und können theoretisch eine Spannung bis 1200 V ein- und ausschalten. Der Kondensator C1 wird über dem IGBT 1 geladen und über dem IGBT 2 entladen. Eine 2 kV-DC-Quelle wurde als Spannungsversorgung genutzt. Durch die Entladung fließt ein Strom bei hoher Spannung über die Fleischprobe. Der Spannungsverlauf und der Stromverlauf werden mit einem Spannungsteiler P6015A (1:1000) und einem Stromtastkopf LeCroy C031A aufgenommen. Das Oszilloskop

ist ein LeCroy HRO 64Zi. In dem niedrigen Spannungsbereich bis 40 V wurde ein Spannungsteiler mit einem Teilungsfaktor von 1:10 statt P6015A verwendet. Die Bandbreite des Stromsensors ist DC bis 100 MHz. Die Empfindlichkeit ist 1 mA/div.

Die Treiber für die beiden IGBTs werden von einem Mikrocontroller getriggert. Der Mikrocontroller ist ein Chip der Firma Arduino. Der Quellcode von dem Programm für den Mikrocontroller wurde mit C++ geschrieben. Der Mikrocontroller bekommt Befehle von extern, welcher die Periode der Impulse und die Zahl der Perioden vorgibt. Die externen Befehle werden durch die Input-Pins des Mikrocontrollers gelesen, und vom Mikrocontroller ausgewertet. Nach der Auswertung gibt der Mikrocontroller die Triggersignale für den IGBT-Treiber über die Output-Pins.

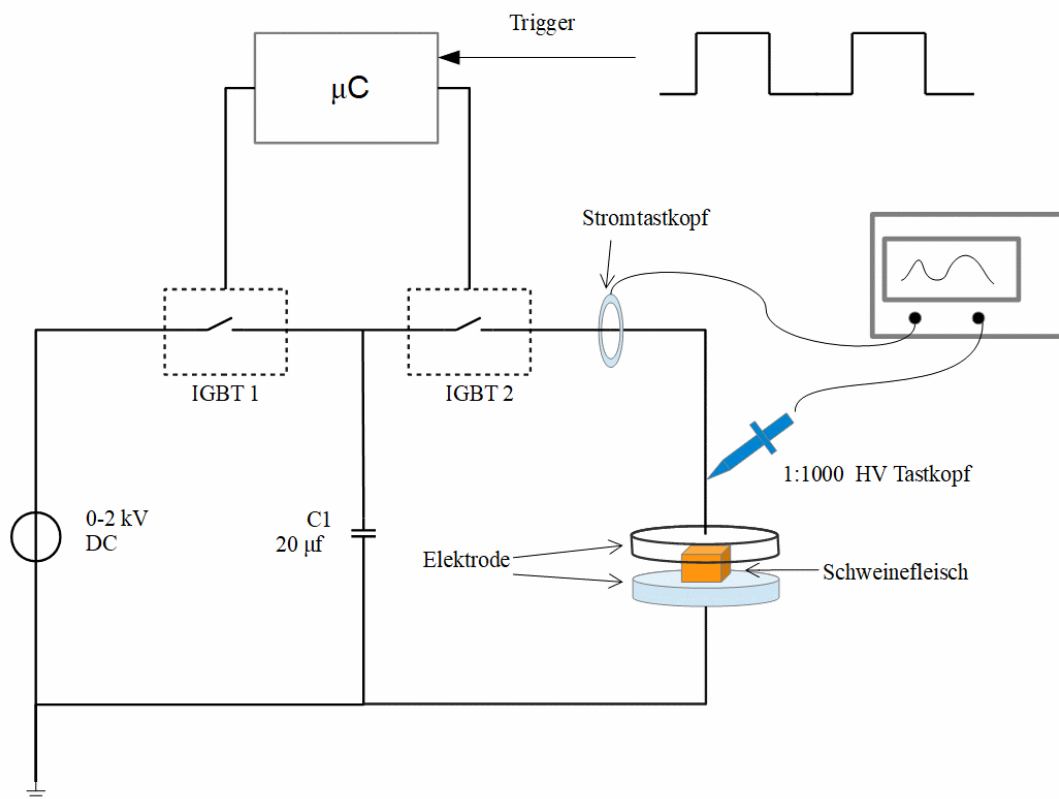


Bild 4-4 Messaufbau

Das Zeitablaufdiagramm der Signale wird im Bild 4-5 dargestellt. Der erste Signalverlauf ist das Triggersignal für den Mikrocontroller. In den Experimenten wurde das Triggersignal von einem Funktionsgenerator erzeugt. Das zweite Signal ist die Spannung am Kondensator C1. Die dritten und vierten Signale sind die Treibersignale der beiden IGBTs.

Wenn der Pegel des Triggersignals „Low“ ist, bleibt der IGBT 1 geschlossen und der IGBT 2 ist offen, dadurch lädt sich der Kondensator auf den Wert der Spannungsquelle auf. Wenn der Pegel „High“ ist, wird der IGBT 1 geöffnet. Nach einer Verzögerung von 50 µs schließt der IGBT 2 und es beginnt die Entladung von C1.

Wenn der Pegel des Triggersignals wieder „Low“ wird, wird der IGBT 2 geöffnet und der IGBT 1 geschlossen. Der Kondensator wird wieder aufgeladen. Die beiden Verzögerungen dienen dazu, dass ein eindeutiger Schaltzustand entsteht und nicht der Spannungsverlauf in der Fleischprobe von der DC-Quelle beeinflusst wird. In den Experimenten wurde eine Hochspannungskondensator von 20 μF benutzt. Der gemessene Widerstand liegt zwischen 400 Ω und 2000 Ω . Die Zeitkonstante der Entladungsschaltung ist im Mikrosekundenbereich. Im Vergleich zu der kurzen Dauer der Impulse ist die Entladungskurve ein Quasi-Rechtecksignal.

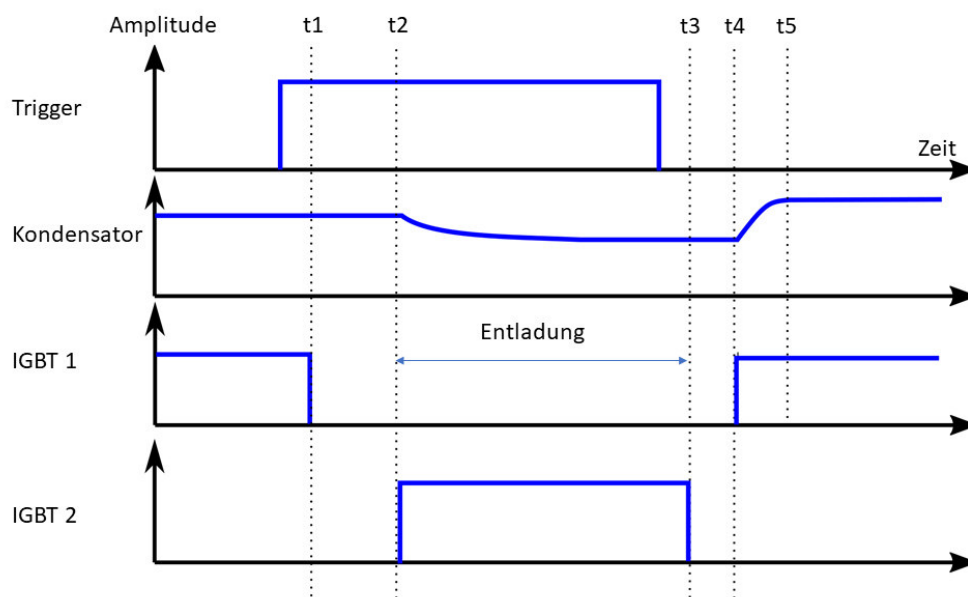


Bild 4-5 Zeitablaufdiagramm der Leitfähigkeitsmessung

Leitfähigkeitsmessung mit Schweinefleisch

Im Versuch wurde Schweinefleisch mit minimalem Fettanteil verwendet. Das Fleisch kam direkt aus einem Schlachthof. Nach den Forschungsergebnissen von Freiburger, entsteht die makroskopische Widerstandsänderung von verstorbenen Menschen bei hoher Spannung bis 5200 V fast ausschließlich wegen der Temperaturänderung von Leichen [3, p. 26]. Weil die Flüssigkeit im Körper als Salzlösung gesehen werden darf, passt die Temperaturabhängigkeit des Widerstands von menschlichen Körpern auch zu der physikalischen Eigenschaft der Salzlösung.

Zur Untersuchung von Schweinen wurden die Messgeräte in einem Kleintransporter (Bild 4-6) angeordnet, wodurch sich das Fahrzeug als mobiles Labor darstellte. Mit dem mobilen Labor wurde eine Messung auf dem Schlachthof, direkt nach der Schlachtung ermöglicht. Das Fleisch war Muskelgewebe im Bauchbereich. In den Proben gab es kein augenscheinlich sichtbares Fett.

Die Fleischprobe wurde zuerst sehr vorsichtig mit einem Skalpell in sehr dünne Scheiben geschnitten. Die Dicke der Scheiben war unter 2 mm, damit eine hohe elektrische Feldstärke leicht erreicht werden konnte. Dann wurden die Scheiben in Quader geschnitten, so dass eine einfache Messung der Ausdehnung der Probe ermöglicht wurde.



Bild 4-6 Messaufbau im Kleintransporter und im Labor

Nach der Vorbereitung einer Fleischprobe wurde diese auf die untere Elektrode gelegt. Der Abstand der Elektroden wurde so verringert, dass ein guter Kontakt zwischen der Fleischprobe und der oberen Elektrode ohne eine offensichtliche Verzerung der Fleischprobe unter Druck entstehen konnte. Dann wurde die Dicke der Fleischprobe direkt mit der integrierten Mikrometerschraube gemessen.

Ergebnis der Leitfähigkeitsmessung

Insgesamt wurden Fleischproben von drei Schweinen verwendet. Jedes Mal wurde eine kleine Probe aus der große Fleischprobe geschnitten. Das übrige Fleisch wurde ohne Einfrieren im Kühlschrank aufbewahrt. Ein Einfrieren des Fleisches wurde vermieden, weil dieser Prozess die Zellenstruktur vom Fleisch zerstören kann. Die Experimente wurden noch einmal am 2. Tag und am 6. Tag wiederholt.

Jede Fleischprobe wurde mit unterschiedlicher elektrischer Feldstärke von ca. 100 V/cm, 200 V/cm, 500 V/cm, 1000 V/cm und 2000 V/cm untersucht. Eine Messung begann immer mit der kleinsten Feldstärke von ca. 100 V/cm an und endete mit ca. 2000 V/cm. Mit der Vorgabe der elektrischen Feldstärke und der Dicke der Fleischprobe konnte die Einstellung der Ausgangsspannung der DC-Quelle bestimmt werden. Die eingestellte Spannung war leicht von der tatsächlichen Spannung abweichend. Die Abweichungen sind im Bild 4-8 erkennbar. Deswegen wurde die tatsächliche Feldstärke noch einmal sehr präzise während der Phase der Entladung gemessen.

Im Bild 4-7 werden die Kurvenverläufe der Spannung, des Stroms und der Impedanz einer Messung dargestellt. Die Kurven wurden bei einem Experiment mit einer elektrischen Feldstärke von ca. 85 V/cm aufgenommen. In dem Experiment war die Dicke der Fleischprobe 1,2 mm. Ein Offset des Stroms ist erkennbar. Der Offset wird bei der Berechnung der Impedanz berücksichtigt. Die große Spitze des Stroms am Anfang des Impulses entsteht wegen des kapazitiven Anteils der Fleischprobe bzw. in der Entladungsschaltung. Der kapazitive Anteil verursacht auch am Anfang eine relativ schnellere Entladung des Kondensators. Nach der Spitze ist die Impedanz hauptsächlich ohmsch. Deswegen wurde der Widerstand immer im Mittel eines Impulses bei der Auswertung dokumentiert. Der Grund für den Peak der Impedanz am Ende des Impulses liegt darin, dass die Abklinggeschwindigkeit der Spannung langsamer ist als die des Stroms.

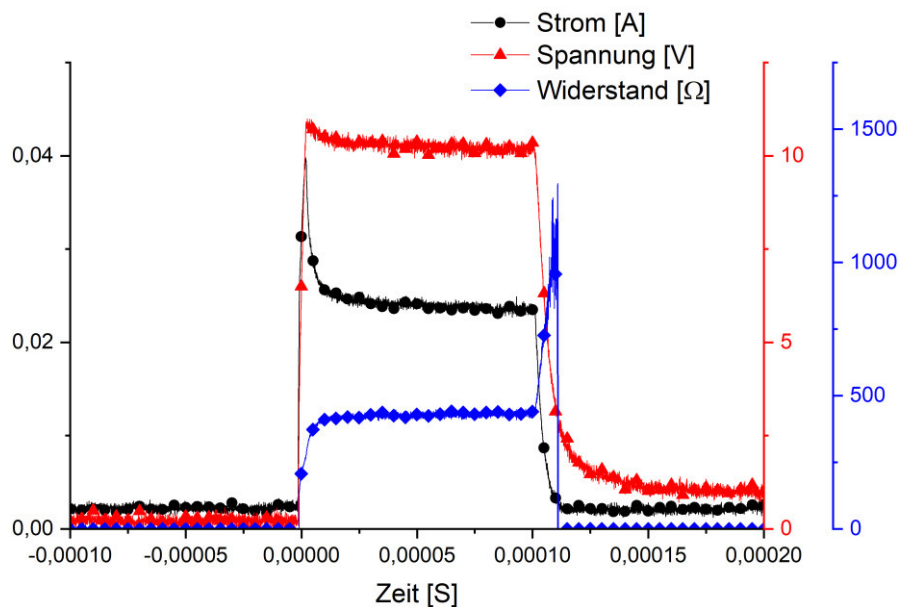


Bild 4-7 Spannung-, Strom- und Impedanzverlauf eines Impulses bei einer Feldstärke von ca. 85 V/cm

Die Leitfähigkeit eines homogenen, isotropen Leiters lässt sich mit der Formel 4-3 berechnen. (σ : Leitfähigkeit; L : Länge des Leiters; R : Widerstand des Leiters; A : Fläche) Im Bild 4-8 wird das Ergebnis der Messung dargestellt.

$$\sigma = \frac{L}{RA} \quad (4-3)$$

Eine relativ große Streuung der Leitfähigkeit ist aus den Kurven ersichtlich. Es wurde keine Abhängigkeit von den individuellen Schweinen oder vom Zeitpunkt, an dem das Experiment durchgeführt wurde, festgestellt.

Es gibt einige Faktoren, welche die Streuung erklären können. Zuerst blieb die Ausdehnung der Proben unter dem Druck der Elektroden nicht unverändert, im Gegensatz zum Fleisch ohne Druckbelastung. Eine Änderung der Dicke der Probe führt

sofort zu einer Änderung der Fläche. Die Änderung der Ausdehnung verzerrt den Widerstand. Die Kontaktfläche entspricht nicht unbedingt der Fläche der Probe. Und die tatsächliche Kontaktfläche ist nicht messbar. Ein nicht perfekter Kontakt führt zu einer nicht perfekten Homogenität der elektrischen Feldstärke. Eine nicht perfekte Homogenität der Leitfähigkeit kann deswegen entstehen. Um den Kontakt zu verbessern, wird ein höherer Druck gebraucht. Es führt wieder zu einer größeren Verzerrung der Widerstandsmessung. Das Fleisch ist nicht nur aus Muskelgewebe, es gibt immer einen kleinen Anteil von Fett und Bindegewebe. Die Leitfähigkeit und die Feldstärkeabhängigkeit von dem oben genannten Gewebe, kann anderes als vom Muskelgewebe sein.

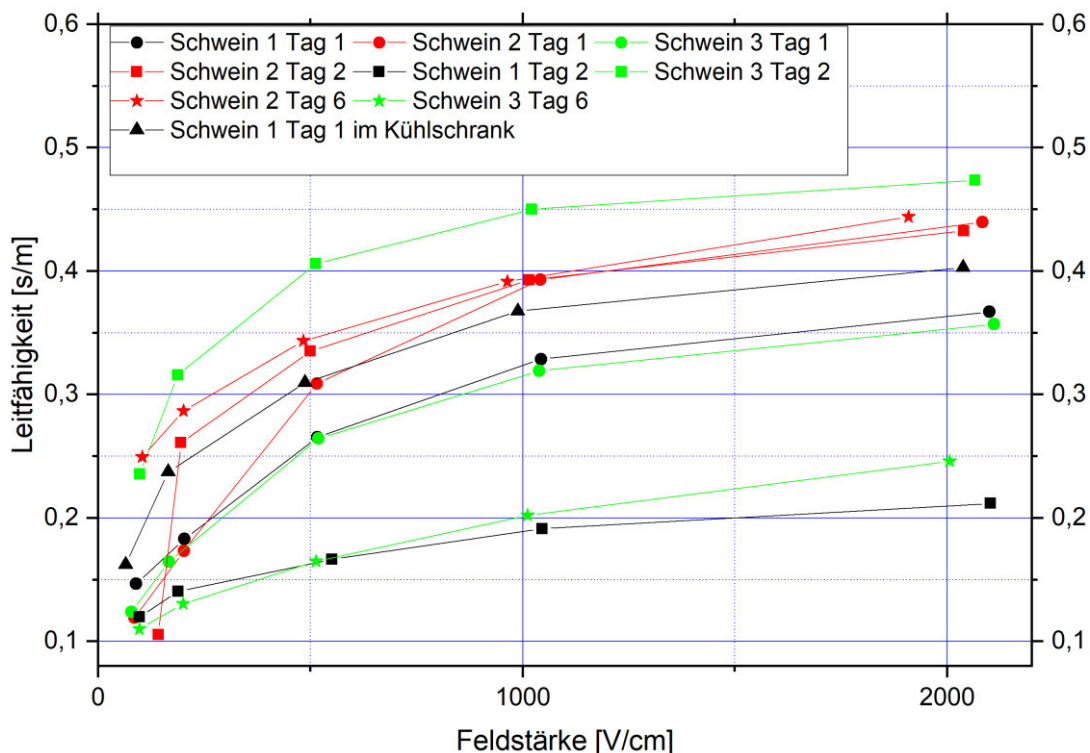


Bild 4-8 Roh-Daten der Leitfähigkeitsmessung der Fleischproben am Tag 1, Tag 2 und Tag 6

Ein Trend der Leitfähigkeitsänderung mit der Feldstärke ist deutlich erkennbar. Die Leitfähigkeit steigt mit der Feldstärke. Wenn die Leitfähigkeit im Niederspannungsbereich bestimmt wird, bedeutet das eine größere Leitfähigkeitsänderung mit der Feldstärke, daraus folgt eine größere Leitfähigkeit im Hochspannungsbereich. Eine höhere Leitfähigkeit führt in der Praxis dazu, dass die Stromdichte im tief gelegenen Gewebe des menschlichen Körpers größer wird, d.h. eine große Änderung der Leitfähigkeit in der Modellierung führt zu einem Worst-Case-Szenario. In dem computerbasierten Modell wurde deshalb die Kurve der Leitfähigkeitsmessungen vom Schwein 2 am 1. Tag eingesetzt. Die Kurve und die entsprechende Anpassung der Funktion werden im Bild 4-9 dargestellt. In der Regression wurde die logarithmische Funktion ausgewählt. Ein Grund dafür ist das gute Bestimmtheitsmaß. Der andere

Grund ist, dass die partiellen Differenzialgleichungen durch den Einsatz einer logarithmischen Funktion in der FEM-Software lösbar sind.

In der Modellierung wurde die Leitfähigkeitskurve nicht direkt eingesetzt, weil die Extrapolation der Leitfähigkeit in Richtung der niedrigen, elektrischen Feldstärke der Realität nicht präzise entspricht. Die Leitfähigkeit vom Muskel ist wie erwähnt, bei 100 Hz 0,26671 S/m im Niederspannungsbereich [48]. Nach der Extrapolation soll die Leitfähigkeit aber negativ sein. Wenn die Elektroporation wie in der Hypothese der Grund für die Leitfähigkeitsänderung ist, darf die Leitfähigkeit erst ab einer elektroporationsrelevanten Feldstärke steigen. Wenn die Feldstärke kleiner ist als die Schwelle, soll die Leitfähigkeit konstant bleiben. Nach der Literatur [47, 50] ist die Schwelle der Elektroporation von malignem Melanom von Mäusen und von Nierengewebe ca. 0,5 kV/cm. Nach dem oben beschriebenen Experiment ist die Schwelle von Muskelgewebe kleiner als 200 V/cm. Die tatsächlich eingesetzte Kennlinie der Leitfähigkeit in der Modellierung wird in dem folgenden Kapiteln mit dem Worst-Case-Szenario zusammen diskutiert.

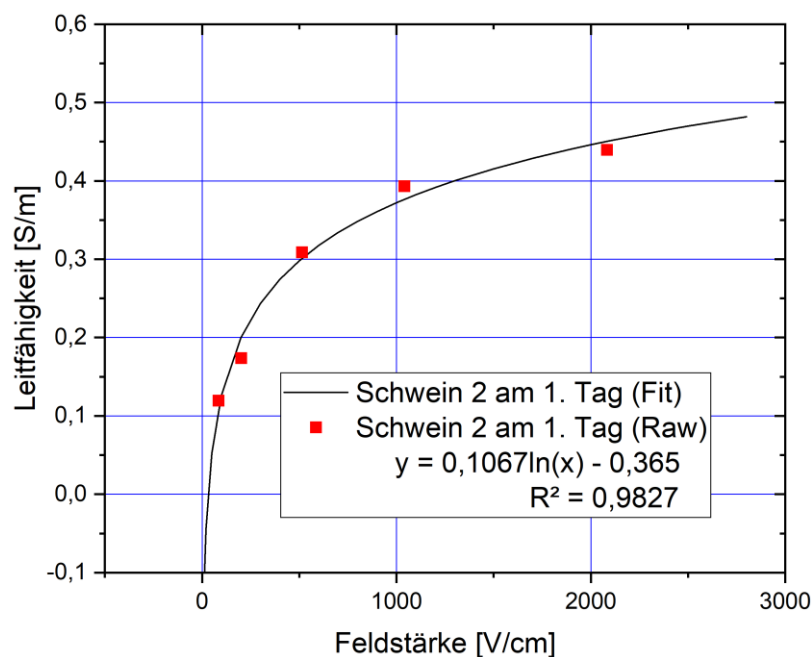


Bild 4-9 Die Leitfähigkeitsänderung mit der elektrischen Feldstärke. Fleischprobe: Schwein 2 am 1. Tag. Die roten Punkte sind die Roh-Daten. Die Linie ist die angepasste Kurve nach der im Bild dargestellten Formel.

4.1.2 Einfluss des Hautwiderstands auf das Ergebnis

Der biologische Unterschied zwischen Menschen und Tieren muss diskutiert werden, weil alle Ergebnisse in dieser Arbeit und in den zitierten Literaturen auf den Untersuchungen an Tieren basieren. Im Bild 4-10 werden die Schnittpräparate von Schweinehaut und menschlicher Haut dargestellt [52]. Die menschliche Epidermis liegt im Bereich von 50 bis 120 μm , und beim Schwein 30 bis 140 μm . Die Dicke der Dermis von Schweinen ist auch ähnlich wie von Menschen. [53, 54] Die Fettschicht zwischen der Haut und dem Muskelgewebe von Schweinen kann dicker sein als von Menschen. Deswegen kann der direkt gemessene Widerstand an der Hautoberfläche von Schweinen größer als von Menschen sein. Die elektrischen Eigenschaften von Schweinen sind im Hochspannungsbereich auch ähnlich wie von Menschen [55].

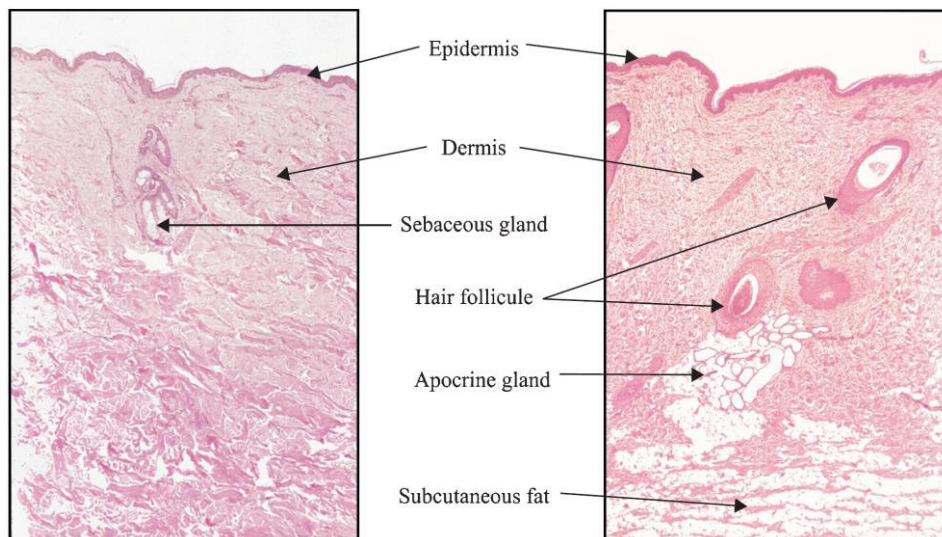


Bild 4-10 Vergleich der menschlichen Haut und der Schweinehaut. Links: menschliche Haut (10X), rechts: Schweinehaut (10X) [52]

Ein Teil der Messungen wurde wie erwähnt auf einem Schlachthof durchgeführt, um den Einfluss der Haut auf den gesamten Widerstand zu kontrollieren. Bei der Messung wurde ein Elektroimpulsgerät (EIG) vom Typ Power 200 von der Firma ESP als die Stimulationsquelle eingesetzt. Um die Aufnahme des Spannungsverlaufs und des Stromsverlaufs zu vereinfachen, wurden für die Messung zwei verlängerte Elektroden verwendet. Die externen Elektroden waren mit zwei Verlängerungskabeln mit den originalen Elektroden verbunden. Im Bild 4-11 werden die externen Elektroden dargestellt.



Bild 4-11 Elektroden für die Untersuchung des Einflusses vom Hautwiderstand

Der Messaufbau wird im Bild 4-12 schematisch dargestellt. Das Testobjekt war ein ausgewachsenes Schwein direkt nach der Schlachtung im Schlachthof. Die Entladung wurde mehrmals auf der Hautoberfläche des Schweins mit direktem Kontakt durchgeführt, und mehrmals direkt auf dem Muskelgewebe unterhalb der Fettschicht und der Haut in der Bauchhöhle. Der Spannungsverlauf und der Stromverlauf wurden mit einem Spannungsteiler und einem Stromsensor aufgenommen und in einem Oszilloskop ausgewertet.

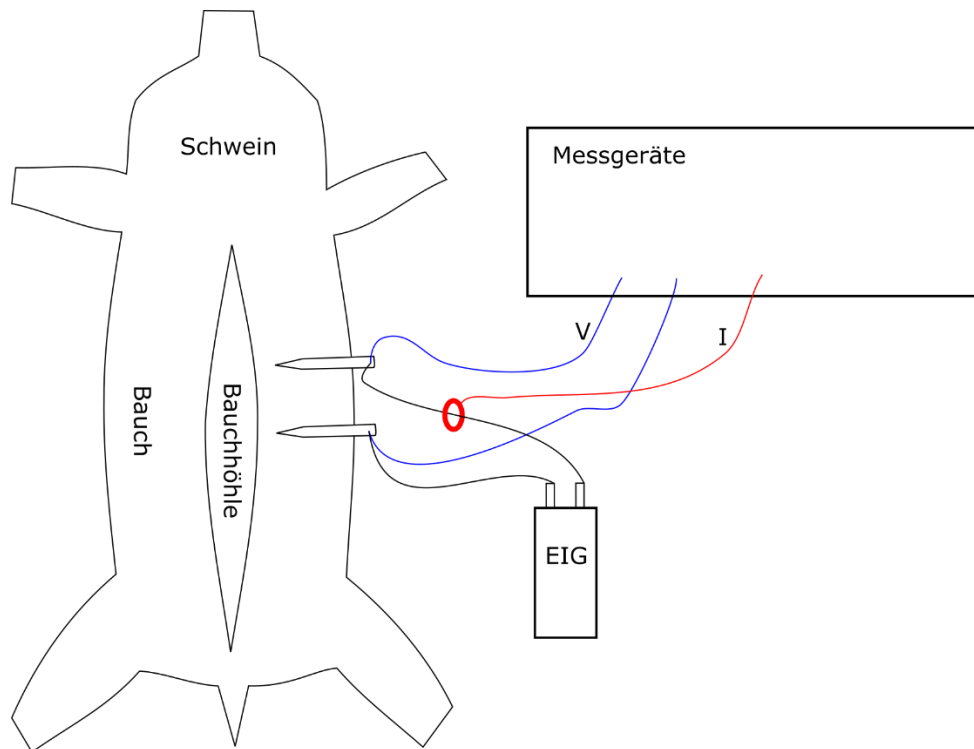


Bild 4-12 Schematische Darstellung der Messung des Einflusses des Hautwiderstandes auf den gesamten Widerstand eines ausgewachsenen Schweins

Der Spannungsverlauf des EIG ist ein gedämpftes Sinussignal. Im Bild 4-13 werden die Spannungsverläufe von Messungen einmal auf der Haut und einmal direkt auf dem Muskelgewebe dargestellt. Mit dem Stromverlauf und dem Spannungsverlauf kann die Impedanz berechnet werden. Aber in der Entladungsschaltung gibt es neben dem ohmschen Anteil noch einen kapazitiven Anteil. Weil bei dem Spitzenwert der Spannung die Ableitung des Spannungsverlaufs gleich 0 ist, beinhaltet der transiente Strom keinen kapazitiven Anteil. Deshalb kann der ohmsche Anteil des Schweinefleisches durch den Spitzenwert der Spannung und den entsprechenden transienten Strom berechnet werden.

Im Bild 4-13 gab es in der ersten Halbwelle des Spannungsverlaufs der Messung auf der Hautoberfläche eine Anpassung des Widerstands, weil zwei Spitze-Werte in der Halbwelle erkennbar sind. Diese Anpassung taucht bei der Messung direkt auf dem Muskelgewebe nicht eindeutig auf. Eine Hypothese der Anpassung ist: die Haut ist bei einer niedrigen Spannung ein Isolierstoff. Bei der Erhöhung der Spannung gab es einen Durchschlag der Haut. In einer früheren Untersuchung von Grimnes [56] wurden auch elektrische Durchschläge von Haut im Hochspannungsbereich beobachtet.

Aufgrund des Durchschlags kann mehr Strom über das Gewebe unter der Haut fließen. Diese Anpassung verursacht eine Änderung des Widerstands. Deshalb ist die

Impedanz in der ersten Halbwelle der Messung auf der Hautoberfläche für die Auswertung nicht geeignet. In der Auswertung bei allen Messungen wurden die Widerstände nur in der zweiten Halbwelle gemessen. Die Amplitude der Ausgangsspannung des EIG ist von dem Lastwiderstand abhängig. Deswegen gibt es einen Unterschied der Amplitude in dem Bild.

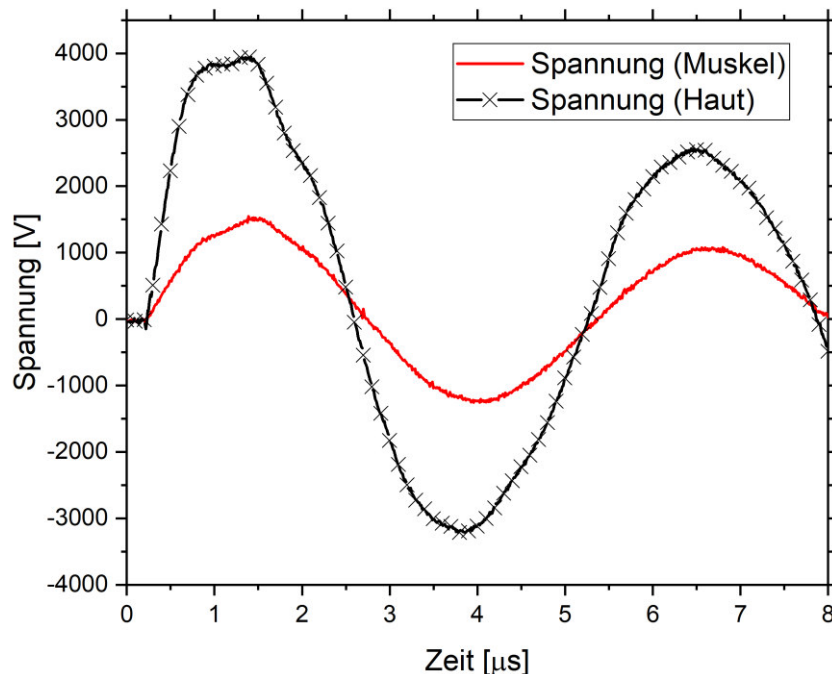


Bild 4-13 Spannungsverlauf bei einer Entladung eines EIG auf der Hautoberfläche eines Schweins und direkt auf dem Muskelgewebe des Schweins

Im Bild 4-14 werden die gemessenen Widerstände dargestellt. Generell kann eine positive Korrelation zwischen der maximalen Spannung und dem gemessenen Widerstand erkannt werden. Der Grund der Korrelation lässt eine Elektroporation annehmen, welche in dem früheren Kapitel erwähnt wurde. Die gemessenen Widerstände auf der Hautoberfläche sind deutlich größer als direkt auf dem Muskelgewebe. Ein Grund dafür kann die schlechte Leitfähigkeit der Haut und die Fettschicht direkt unter der Haut sein.

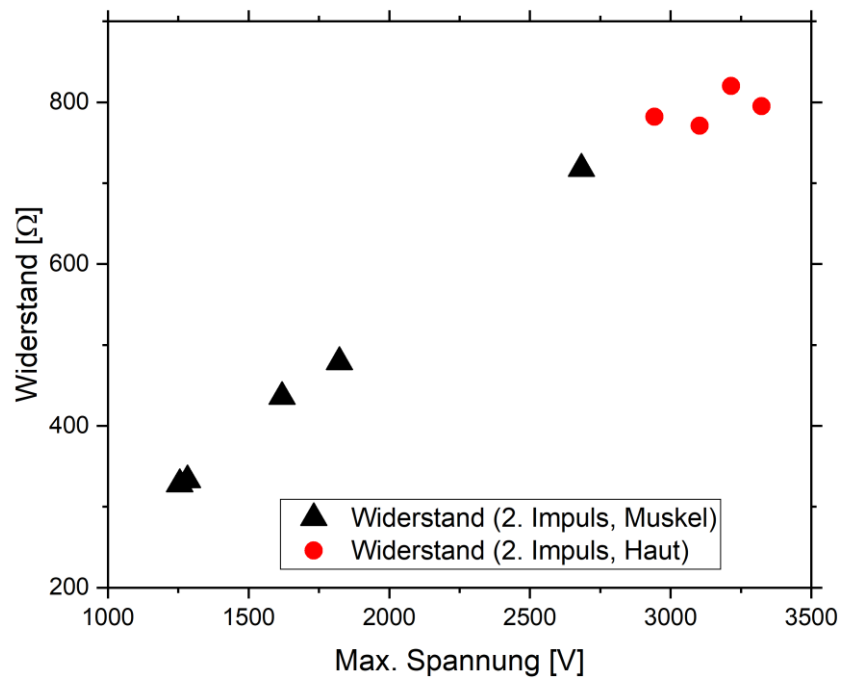


Bild 4-14 Ergebnis der Widerstandsmessung

4.2 Computerbasiertes menschliches Modell

4.2.1 Grundlagen der Finite-Elemente-Methode

In der vorliegenden Arbeit wurde ein computerbasiertes menschliches Modell zur Untersuchung der Gefahr des Herzkammerflimmerns durch ein Elektroimpulsgerät konstruiert. Das Modell basiert auf der Finite-Elemente-Methode.

Die Finite-Elemente-Methode (FEM) ist ein numerisches Berechnungsverfahren, mit dem die partiellen Differenzialgleichungen (PDG) eines komplexen Systems durch Unterstützung des Computers gelöst werden können. Das Verfahren zerlegt ein Objekt in viele kleine finite Elemente. Dadurch bekommt das Verfahren den Namen FEM. Die Theorie des Verfahrens wurde im 19. Jahrhundert entwickelt. Aber die praktische Anwendung erfolgt erst seit der explodierenden Entwicklung der Computertechnik.

Eine typische Modellierung mit der FEM beginnt mit der Erstellung der Geometrie (CAD-Modell) des zu untersuchenden Objektes. Um die Rechenleistung des Computers gering zu halten, soll die Geometrie nur die für das zu lösende Problem relevanten Details beinhalten. Der weitere Vorteil der Vereinfachung der Geometrie liegt darin, je einfacher die Geometrie ist, desto eher ist die Konvergenz der PDG. Anschließend werden je nach Situation die partiellen Differenzialgleichungen und die passenden Randbedingungen ausgewählt, und die die Realität widerspiegelnden Materialeigenschaften werden in das Gleichungssystem eingesetzt.

Der nächste Schritt der FEM ist die Diskretisierung des Modells. Durch die Diskretisierung wird die Geometrie in kleine Elemente zerlegt. Dieser Prozess wird die Vernetzung oder auf Englisch „Mesh“ genannt. Die Kanten der Elemente werden geometrisch mit einfachen Formeln beschrieben, während die Eckpunkte im Koordinatensystem vorgegeben werden. Die Formel der Kanten werden die Formfunktionen genannt. Die zu lösende Variable wird durch eine Testfunktion ersetzt. Nach dem „Galerkin-Verfahren“ kann die Testfunktion durch die Formfunktion beschrieben werden. Nach Einsatz der Testfunktion und der Formfunktion werden die partiellen Differenzialgleichungen integriert. Ab diesem Schritt gelten die integrierten Gleichungen nur in dem gesamten Bereich eines Elementes. Als Vergleich muss eine partielle Differenzialgleichung aber in jedem Punkt gelten. Deshalb wird die neue Gleichung nach der Integration die schwache Formulierung genannt.

Nach der Bildung der schwachen Formulierung kann das gesamte Modell mit einem Gleichungssystem beschrieben werden. Das Gleichungssystem kann mit vielen bewährten Verfahren wie z.B. dem Gaußschen Eliminationsverfahren gelöst werden. Die Lösung ist keine analytische Lösung, sondern eine günstige Approximation.

Die in der Modellierung eingesetzte Software und Hardware waren:

FEM: COMSOL Multiphysics ® 5.3a

CAD: FreeCAD

CAD: MeshLab

Betriebssystem: Windows 10 64 bit

CPU: Intel i5-6500 3,20 GHz 64 bit

RAM: 64GB DDR4 4-Kanäle

Grafikkarte: NVIDIA GeForce GTX 745

4.2.2 CAD-Modell des menschlichen Körpers

Das Originalmodell

Die Geometrie basiert auf dem menschlichen Körpermodell „BodyParts3D“ der Universität Tokio [57]. BodyParts3D ist eine Datenbank der menschlichen Organe. In der Datenbank gibt es ein CAD-Modell jedes Organs vom Dateityp „.obj“. Die obj-Datei beschreibt die Form und die Position eines Organs.

Ein Problem beim direkten Einsatz der anatomischen Modelle ist, dass die FEM-Software COMSOL Multiphysics ® nur den Import von Festkörpern (Solid Modeling) gut unterstützt. Aber eine obj-Datei beschreibt nur die Information der Oberflächen eines Objektes. Ein weiteres Problem ist, dass die Toleranz der Modelle für die Arbeit manchmal zu groß ist. D.h. die CAD-Modelle haben numerische Fehler, welche für die Weiterbearbeitung genutzt wurden. z.B. Kollision von zwei oder mehr Flächen, ungeschlossene Oberflächen usw.

Deshalb wurden die heruntergeladenen Modelle zuerst mit der Software MeshLab automatisch oder manuell repariert, damit alle Oberflächen fehlerfrei sind. Dann wurden die reparierten Modelle mit der Software FreeCAD in die Form von Festkörpern (Solid Modeling) konvertiert und exportiert. Nach der Bearbeitung konnten die Modelle in die FEM-Software importiert und als Festkörper erkannt werden.

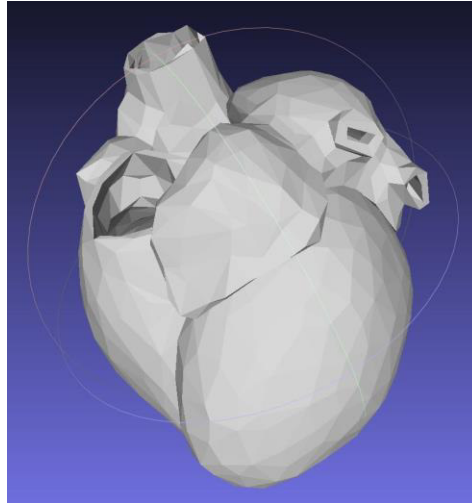


Bild 4-15 Das CAD-Modell vom Herz

Im Bild 4-16 wurden die originalen Komponenten des CAD-Modell zusammengefügt. Die Komponenten sind die Knochen, das Herz und die Haut. Das Herz wird blau markiert. Hier gibt es ein Problem mit dem originalen CAD-Modell. Die Gewebeschicht zwischen der Hautoberfläche und dem Herz ist zu dick. Es führt dazu, dass die gerechnete Stromdichte auf der Herzoberfläche kleiner ist als bei einem Modell, welches eine dünnere Gewebeschicht vor dem Herz hat. Deswegen wurde das Modell modifiziert. Die Modifikation wird später detailliert beschrieben.

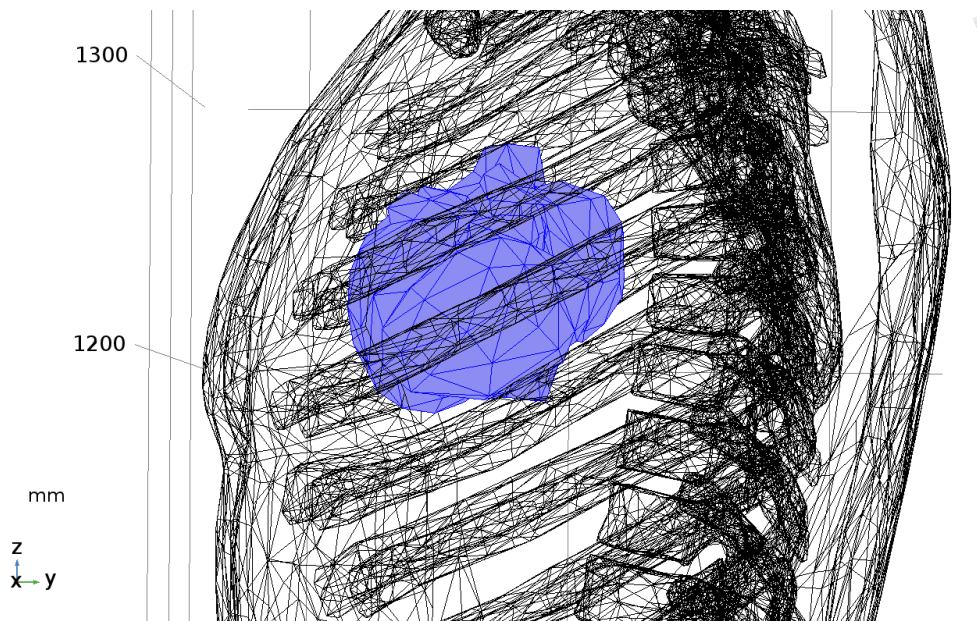


Bild 4-16 Die Seitenansicht des Brustbereichs des Modells. Das Herz ist blau gekennzeichnet.

Worst-Case

Im Rahmen dieser Arbeit wird die Gefährdungsanalyse in einem Worst-Case-Szenario ausgewertet. D.h. alle Bedingungen werden so ausgewählt, dass die Gefahr des Herzkammerflimmerns am größten ist, z.B. die größte mögliche Leitfähigkeit

des Gewebes, der kleinste Abstand der Elektroden des Elektroimpulsgerätes zum Herz usw. In einem Worst-Case-Szenario ist das Herzkammerflimmern die gefährlichste Situation. Deswegen konzentriert sich die Untersuchung auf den Körperteil, an dem sich das Herz befindet und der im Bild 4-17 blau markiert ist. Um unnötige Komplexität der Berechnung zu vermeiden, wurde in der Modellierung nur dieser Bereich des CAD-Modells verwendet, weil die Distanz vom Herz zur Thoraxoberfläche kleiner ist als die Distanz vom Herz zum Rücken. Hier werden nur die Szenarien untersucht, bei denen die Stromeinspeisung auf den Thorax erfolgt. Dadurch ist der hintere Teil des Herzens auch für diese Modellierung irrelevant. Dieser Anteil des CAD-Modells wurde gelöscht. Diese Vereinfachung des Modells ermöglicht ein feineres Netz der Modellierung ohne Erhöhung des Rechenaufwands. Es bedeutet gleichzeitig eine präzisere Lösung.

Es muss aber beachtet werden, dass diese Vereinfachung des Modells zur Folge haben kann, dass sich der gesamte Strom in dem Bereich konzentriert. Diese Konzentration kann dazu führen, dass die Stromdichte auf der Herzoberfläche höher ist als bei einem Modell, welches einen größeren Bereich des Körpers beinhaltet.

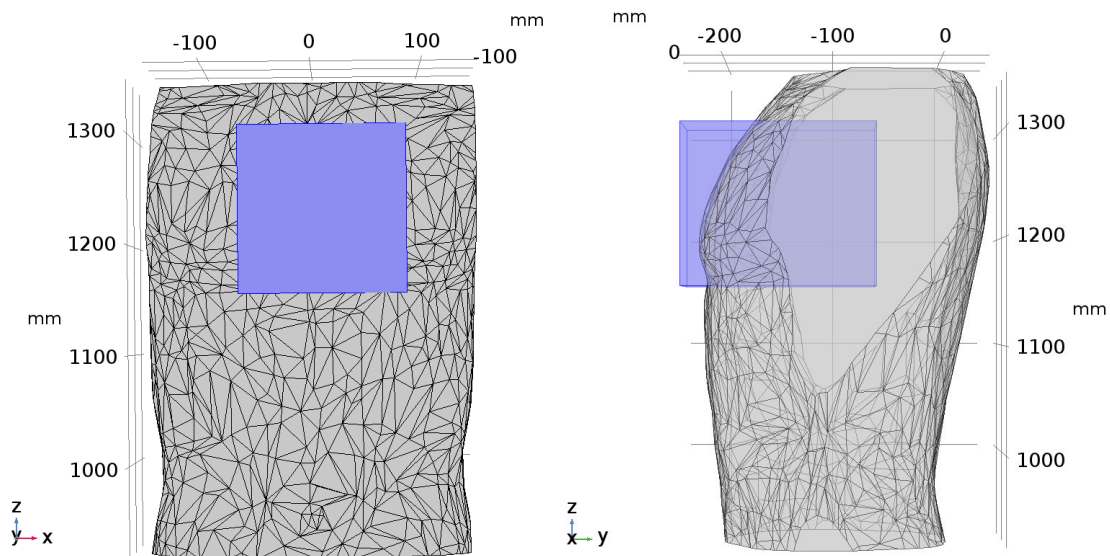


Bild 4-17 Ausschnitt des CAD-Modells des Thorax. Links: Vorderansicht. Rechts: Seitenansicht

Wie erwähnt ist die Thoraxwand des originalen Modells zu dick und passt nicht zu einem Worst-Case-Szenario. Um ein Worst-Case-Szenario zu bekommen, wurde das Modell modifiziert. Weil die Oberfläche des anatomischen Modells sehr kompliziert ist, wurde die neue Thoraxwand nicht manuell, sondern mit einem Algorithmus generiert.

Die Generierung der Thoraxwand basiert auf der Oberfläche des Brustbeins und der Rippen. Links in dem Bild 4-18 werden das Brustbein und die Rippen dargestellt. Sie wurden auch mit den blauen Volumina geschnitten, welche im Bild 4-17 gezeigt

wird. Die Vorderseite der Rippen wurde in der Meshlab-Software mit der Methode „Poisson-disk Sampling“ abgetastet. Die abgetasteten Punkte sind rot markiert. Anhand der Punkte konnte nun eine neue Oberfläche generiert werden, welche zur Krümmung der Rippen passt. Weil es normalerweise zwischen der Hautoberfläche und den Knochen eines sehr dünnen Menschen auch noch eine Distanz gibt, wurde die Oberfläche um einen Abstand von 3 mm nach außen verschoben. Diese Oberfläche wurde dann als die neue Thoraxwand des Modells verwendet. Rechts in dem Bild 4-18 wird die generierte Oberfläche in der COMSOL-Software dargestellt. Ein Nachteil des Algorithmus ist, dass das Gewebe vor dem Brustbein in dem modifizierten Modell genau so dick ist wie das Gewebe an der anderen Stelle. Aber real ist das Gewebe vor dem Brustbein relativ dünn. Anzumerken ist, dass das Brustbein nicht in dem Bereich liegt, wo der Abstand zum Herz am Kleinsten ist. Deswegen wurde keine Untersuchung an dem Brustbein durchgeführt. Diese Situation ist darum vernachlässigbar.

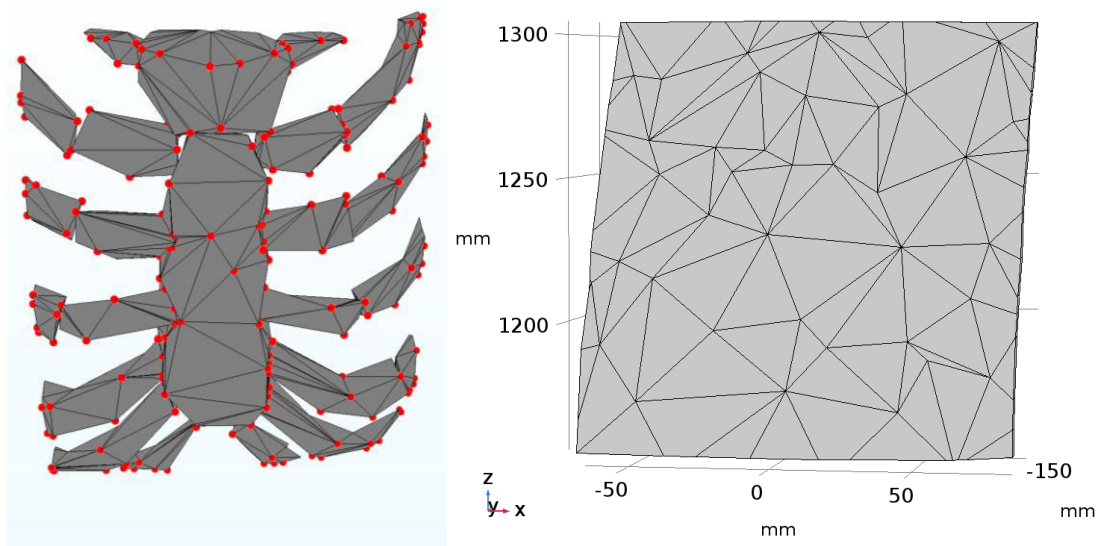


Bild 4-18 Generierung der künstlichen Thoraxwand mit der Oberfläche des Brustbeins und der Rippen

Im Bild 4-19 wird dargestellt, wie die Geometrie des Modells aussieht, wenn alle Komponenten zusammengefügt werden. In der Abbildung sind die Positionen der beiden Elektroden gezeigt, welche den Elektroden eines EIG entsprechen. Der Durchmesser und die Position der Elektroden entsprechen nicht den finalen Parameter der Modellierung, sondern zeigen nur eine der möglichen Varianten. Das Modell wurde ohne Rippen entwickelt, da die Rippen bei einer Entladung als Abschirmung für den Strom wirken [58]. Es führt dazu, dass eine Berechnung mit Berücksichtigung der Rippen kein Worse-Case-Szenario ist.

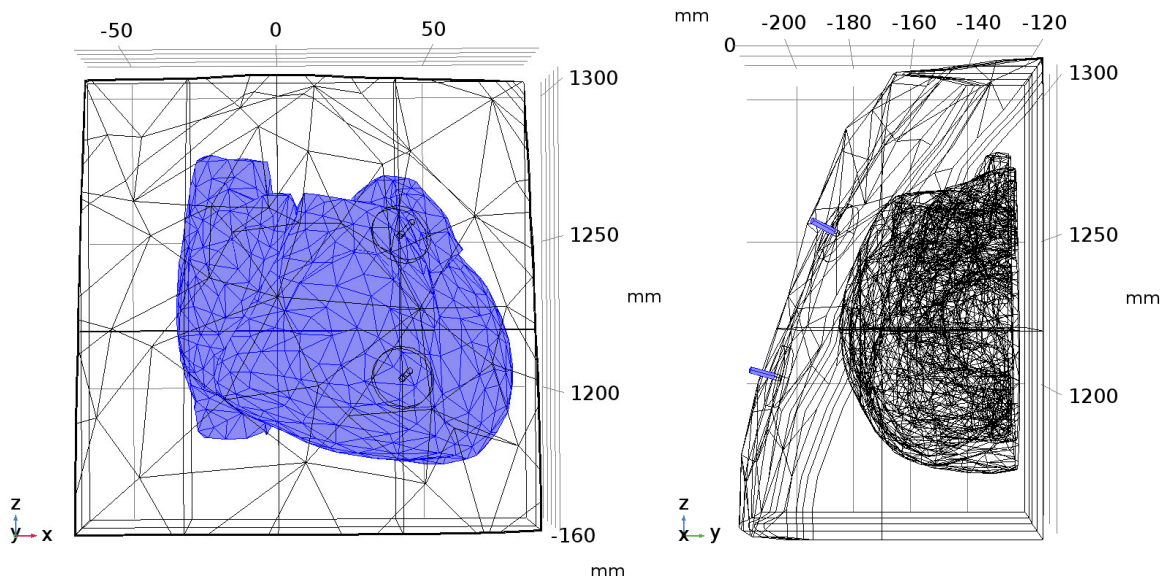


Bild 4-19 Die Geometrie in der Modellierung. Links: Das Herz wird blau markiert. Rechts: Die zwei Elektroden wurden blau dargestellt

In einer Studie [59] wurde der Abstand zwischen der Hautoberfläche und dem Herz von 150 erwachsenen Personen erforscht. Der kleinste Abstand war 10,4 mm. Die Untersuchung ergab auch, dass schlanke Menschen auch häufig dünnes Gewebe im Bereich des Thorax haben. Damit das Modell auch bei diesem Parameter dem Worst-Case-Szenario entspricht, wurde die Position des Herzens nach vorne justiert. Nach der Einstellung ist der kleinste Abstand zwischen dem Herz und der Hautoberfläche 10,4 mm. In dem Bild 4-20 wird der Abstand zwischen jedem Punkt auf der Hautoberfläche und des Herzes nach der Modifikation dargestellt. Der blaue Bereich entspricht dem kleinsten Abstand zwischen Elektrode und Herz. In den folgenden Untersuchungen wurden die Experimente auch in diesem Bereich durchgeführt. Die beiden kleinen Zylinder zeigen zwei mögliche Positionen der Elektroden.

In der Modellierung wird angenommen, dass außer dem Herz alle Organe wegen der relativen großen Leitfähigkeit von Muskel [48] aus Muskelgewebe sind. Mit der Annahme ist sichergestellt, dass die berechnete Stromdichte im Körper nicht unterschätzt wird.

Es gibt noch einige relevante Parameter für das Worst-Case-Szenario wie z.B. die Leitfähigkeit des Gewebes, die Frequenz, die Anisotropie der Materialeigenschaft usw. Sie werden in den folgenden Kapiteln detaillierter diskutiert.

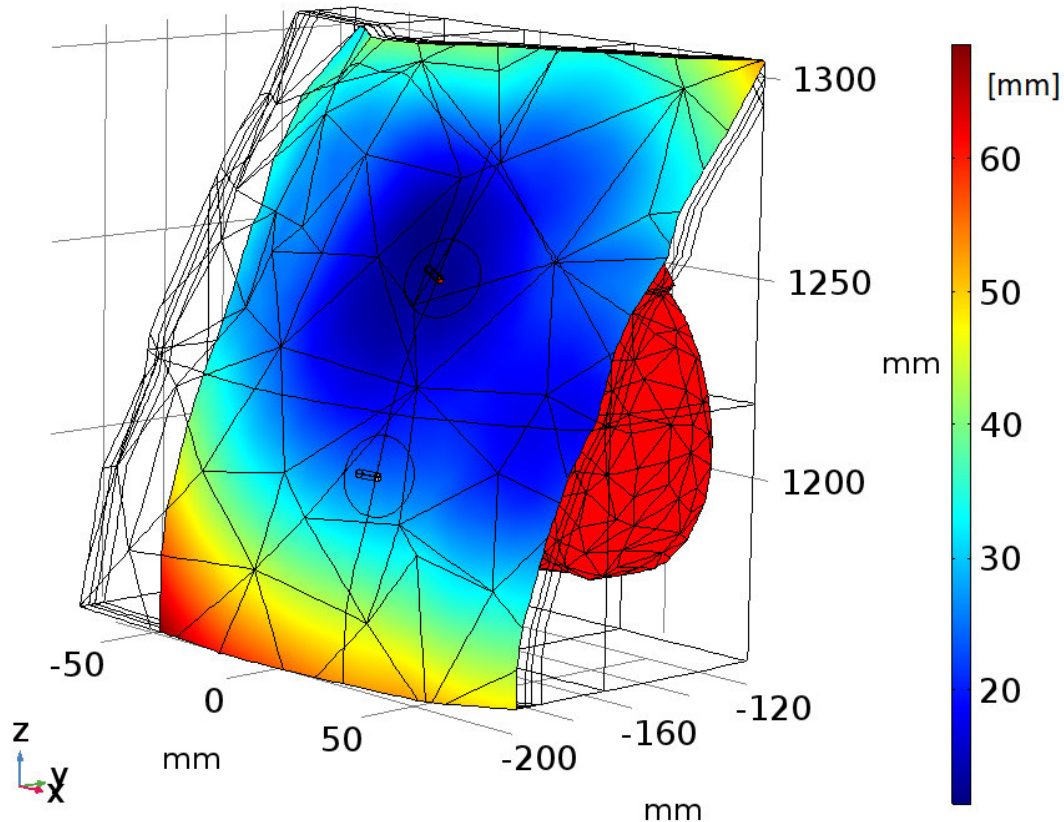


Bild 4-20 Abstand zwischen jedem Punkt der Hautoberfläche und der Herzoberfläche. Die Farbe entspricht dem Abstand, je geringer der Abstand, desto kürzer ist die Distanz zum Herz

4.2.3 Elektro-Quasistatisches Modell

4.2.3.1 Einfluss des Magnetfeldes

Die FEM-Modellierung basiert auf den Maxwell-Gleichungen. Es wird die Frage aufgeworfen, muss das Magnetfeld berücksichtigt werden? Um die Frage zu beantworten, ist eine einfache Berechnung notwendig.

Bei der Berechnung wird die Kopplung des Magnetfeldes und des elektrischen Feldes in einem zylinderförmigen Leiter betrachtet. In dem Bild 4-21 wird der Leiter dargestellt. Er ist ein angenommenes organisches Material der Länge 1 m und einem Durchmesser von 100 mm. Das Material ist ein ausgedachtes Organ. Die Parameter des Materials sollen einen maximalen Einfluss von dem Magnetfeld auf das elektrische Feld zeigen. Wenn ein Wechselstrom durch einen Leiter fließt, wird die Stromdichte im Inneren mit der Erhöhung der Frequenz sinken. Es wirkt der Skin-Effekt. Die Stromdichte nimmt vom Rand in Richtung des Leitermittelpunktes exponentiell ab. Als Kennzahl der Wirkung des Magnetfeldes auf den Strom werden die Eindringtiefe δ des Stroms und der AC-Widerstand R_{AC} des Leiters berechnet.

Die Eindringtiefe ist über die Maxwell-Gleichungen bestimmt und beschreibt die Position, wo die Stromdichte $1/e$ der Stromdichte am Rand entspricht. Der AC-Widerstand ist der Widerstand des Leiters bei einer bestimmten Frequenz.

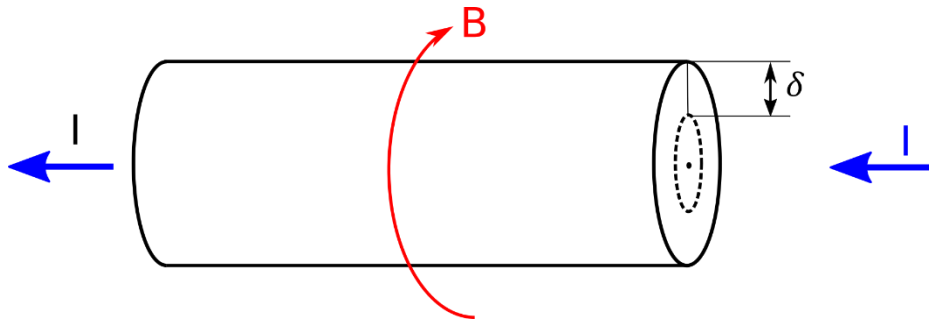


Bild 4-21 Skin-Effekt

In der Formel 4-4 wird die Eindringtiefe δ von einem Strom in einem zylinderförmigen Leiter berechnet.

$$\delta = \sqrt{\frac{\rho}{\pi f \mu_0 \mu_r}} \quad [60, \text{p. 58}] \quad (4-4)$$

Hierin ist μ_0 die Vakuumpermeabilität mit dem Wert $4\pi \times 10^{-7}$ H/m. Der spezifische Widerstand des Materials wird mit ρ bezeichnet. Die Leitfähigkeit der Organe steigt mit der Frequenz. Beim menschlichen Körper ist die Leitfähigkeit σ bei 2 MHz zwischen $4,87 \times 10^{-3}$ S/m (Knochenmark) und 2 S/m (Cerebrospinalflüssigkeit) [61]. Hier wird die Frequenz 2 MHz ausgewählt, weil die meiste Energie des Ausgangssignals der vorhandenen EIG im <1 MHz Frequenzbereich verteilt ist. Bei der Berechnung der Einflusses des Magnetfeldes wird die maximale Leitfähigkeit 2 S/m eingesetzt, welche einem spezifischen Widerstand von $0,5 \Omega\text{m}$ entspricht.

Mit der Formel $\mu_r = \chi + 1$ kann die relative Permeabilität berechnet werden. Die magnetische Suszeptibilität χ von menschlichem Gewebe entspricht ca. demselben Wert wie von Wasser, denn Wasser bildet den größten Anteil des menschlichen Körpers. Der Wert des menschlichen Gewebes ist zwischen -11×10^{-6} und -7×10^{-6} [62]. Die Leber hat die größte Suszeptibilität wegen ihres überdurchschnittlichen Eisenanteils. Deshalb ist die Suszeptibilität der Leber auch größer als der anderen Organe, und sie ist ca. 0 [62]. Je größer die Suszeptibilität ist, desto größer ist die Wirkung des Magnetfeldes auf den Strom. Damit die Wirkung des Magnetfeldes bei der hier betrachteten Modellierung nicht unterschätzt wird, fließt zur Berechnung die Suszeptibilität der Leber ein, welche einer relativen Permeabilität von 1 entspricht [62]. Bei 1 Hz ist die Eindringtiefe δ nach der Berechnung 355,881 m. Bei 2 MHz ist die Eindringtiefe 0,252 m.

Obwohl die Eindringtiefe bei 2 MHz deutlich kleiner ist als bei 1 Hz, ist sie im menschlichen Körper relativ groß und beträgt wie schon erwähnt für das hier dargestellte Worst-Case-Szenario zwischen Herzoberfläche und der Hautoberfläche ca. 10,4 mm. Also kann die Eindringtiefe bei der Modellierung keinen großen Einfluss haben.

Der AC-Widerstand kann mit der Formel 4-5 berechnet werden.

$$R_{AC} = \frac{\rho}{A_{eff}} \quad (4-5)$$

Der Wert A_{eff} ist die effektive Fläche des Leiters, welche der Strom durchfließt. Die Approximation der Fläche kann mit der Formel 4-6 [63] berechnet werden. Der Radius des Leiters wird mit r bezeichnet. „ y “ und „ Z “ sind Parameter in der Lorentz-Korrektur.

$$A_{eff} = \pi(2r\delta' - \delta'^2)(1 + y) \quad (4-6)$$

$$y = \frac{0,189774}{(1 + 0,272481 \times (Z^{1,82938} - Z^{-0,99457})^2)^{1,0941}} \quad (4-7)$$

$$Z = \frac{0,62006 \times r}{\delta} \quad (4-8)$$

$$\delta' = \delta(1 - e^{-\frac{r}{\delta}}) \quad (4-9)$$

Nach den oben genannten Formeln sind die AC-Widerstände bei 1 Hz und 1 MHz jeweils 63,66 Ω und 63,72 Ω . Der Unterschied ist weniger als ein Promille. Aus diesem Grund muss das Magnetfeld in der Modellierung nicht berücksichtigt werden.

4.2.3.2 Die partiellen Differenzialgleichungen und die Randbedingungen

Die Wellenlänge der zu untersuchenden elektromagnetischen Wellen bis 2 MHz ist wesentlich größer als die Ausdehnung des menschlichen Körpers, deshalb kann der Ausbreitungseffekt in der Modellierung vernachlässigt werden. So wie im letzten Kapitel begründet, muss das Magnetfeld in der Modellierung nicht berücksichtigt werden.

Vernachlässigung des Verschiebungsstroms

In dem elektrischen quasistatischen Modell wird die Stromdichte ohne den Verschiebungsstrom mit der Gleichung 4-10 beschrieben. In dem Modell wird die Permittivität nicht berücksichtigt. Der Stromdichte-Vektorfeld \vec{j} ist die Summe der Konvektionsstromdichte. Mit dem ohmschen Gesetz wird die Konvektionsstromdichte beschrieben, welche das Produkt der elektrischen Leitfähigkeit σ und der elektrischen Feldstärke E ist. Die lokale Feldstärke wird mit dem Skalarpotenzial V und der Formel 4-11 berechnet.

$$\vec{J} = \sigma E \quad (4-10)$$

$$E = -\nabla V \quad (4-11)$$

In der Berechnung gilt noch die Ladungserhaltung:

$$\nabla \cdot \vec{J} = 0 \quad (4-12)$$

Als Randbedingungen gelten die Formeln 4-13 und 4-14. U_0 ist die Spannung an den Elektroden. V_p ist das Potenzial der Anode, V_g ist das Potenzial an der Kathode.

$$V_p = U_0 \quad (4-13)$$

$$V_g = 0 \text{ V} \quad (4-14)$$

An dem äußeren Rand des Modells gilt die Neumann-Randbedingung der PDG:

$$n \cdot \vec{J} = 0 \quad (4-15)$$

Aus den oben genannten Gleichungen wird die Laplace-Gleichung abgeleitet:

$$-\nabla \cdot \nabla V = 0 \quad (4-16)$$

Frequenzabhängiges Modell

Das erste Modell ist ohne Berücksichtigung der Permittivität der Organe dargestellt. Die Wirkung der Permittivität steigt mit der Frequenz, mit der Annahme, dass sich die Permittivität nicht mit der Frequenz ändert. Bei einem niedrigen Frequenzbereich darf die Wirkung der Permittivität ignoriert werden. Wenn die Frequenz hoch genug ist, muss die Permittivität aber berücksichtigt werden.

Die Erhöhung der Wahrnehmungsschwelle durch Temperaturänderung in Folge der Frequenz, beweist in der Studie [10, p. 107] indirekt die Wirkung der Permittivität. Ein Strom kann zu einer Temperaturänderung im Körper führen, wenn die Leistung ausreichend ist. Die Thermorezeptoren des Nervensystems können ab einer bestimmten Schwelle wegen des Stroms aus einer Quelle eine Temperaturänderung wahrnehmen. Die Schwelle steigt in der Studie mit der Frequenz des Stroms, weil der Strom mit Hochfrequenz wegen der Permittivität tendenziell durch tiefe liegende Organe fließt.

Weil die Organe in der Realität eine relativ große Permittivität ausweisen [64], wird das zeitharmonische Modell untersucht. In dieser Variation muss der Verschiebungsstrom durch eine Anpassung der Gleichung 4-10 berücksichtigt werden. Mit der Formel 4-17 wird die zeitharmonische Stromdichte berechnet.

$$\vec{J} = \sigma E + \underbrace{j\omega D}_{\text{Frequenzbereich}} \quad (4-17)$$

$$D = \varepsilon_0 E + P \quad (4-18)$$

Feldstärkeabhängige Leitfähigkeit

Im Kapitel 4.1.1 wurde erwähnt und messtechnisch nachgewiesen, dass die Leitfähigkeit des Gewebes von der elektrischen Feldstärke abhängig sein kann. Die Beziehung wird mit der Formel 4-19 beschrieben.

$$\sigma = f(E) \quad (4-19)$$

Im Bild 4-9 wurde eine Anpassung der Leitfähigkeit dargestellt. Wie beschrieben, steigt die Leitfähigkeit erst ab einer bestimmten Schwelle, das bedeutet, es kann die Extrapolation der Leitfähigkeit in Richtung kleinerer elektrischer Feldstärke in der Realität nicht präzise widerspiegelt werden. Die Schwelle der Feldstärke ist makroskopisch und extrazellulär von ca. 80 V/cm [46] bis zu 0,5 kV/cm [47]. In der Arbeit wurde eine Änderung der Leitfähigkeit auch schon ab ca. 80 V/m beobachtet, deshalb wird angenommen, dass die Leitfähigkeit bei einer Feldstärke bis 80 V/m konstant bleibt.

Weil die Grundfrequenz des Ausgangssignals eines vorhandenen EIG ca. 200 kHz ist, wurde in der Simulation der Wert von 0,384 S/m bei 200 kHz aus Literatur [48] als die Leitfähigkeit bei einer niedrigen Feldstärke verwendet. Die Steigerung der Leitfähigkeit ab 80 V/m soll aber der Funktion im Bild 4-9 entsprechen. Die Funktion der Leitfähigkeit wird mit der Formel 4-20 und 4-21 beschrieben. Die gemessene Leitfähigkeit, welche schon in Bild 4-9 dargestellt wird, und die angepasste Leitfähigkeit in dem FEM-Modell werden in Bild 4-22 gezeigt.

$$f(E) = 0,1067 \times \ln(E) - 0,083 \text{ [S/m]} \quad E \geq 80 \text{ V/cm} \quad (4-20)$$

$$f(E) = 0,384 \text{ [S/m]} \quad E < 80 \text{ V/cm} \quad (4-21)$$

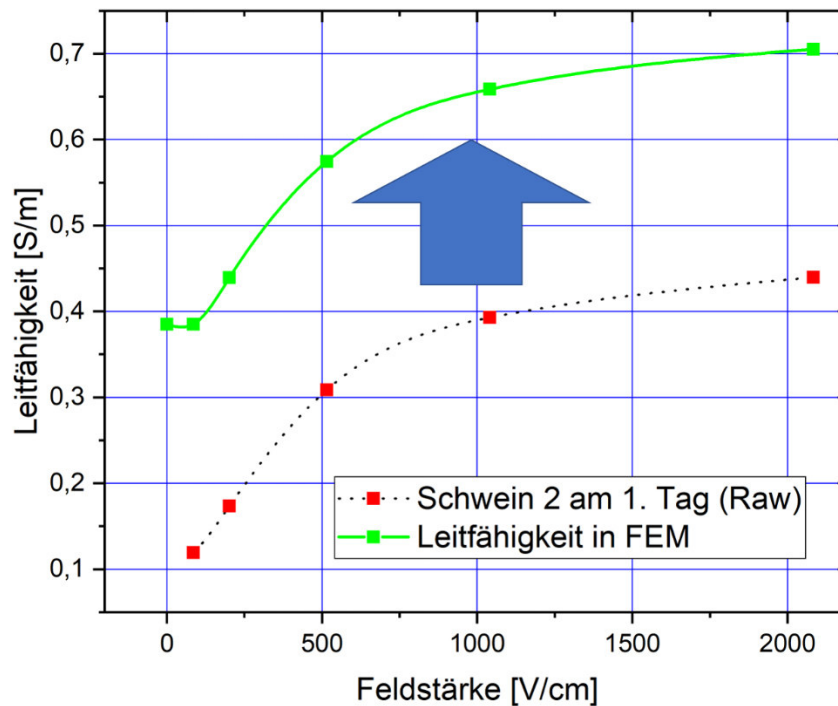


Bild 4-22 Anpassung der feldstärkeabhängigen Leitfähigkeit im FEM-Modell

4.2.4 Modellbildung mit der COMSOL-Software

Im letzten Kapitel wurden die physikalischen Bedingungen von drei Fällen diskutiert. Auf der Finite-Elemente-Methode basierten Modelle wurden mit den PDG und den Randbedingungen die drei Fälle erstellt. In diesen drei Fällen ist die Geometrie des Modells exakt gleich, und die Elektroden befinden sich auch an denselben Stellen.

Quasistatische Lösung ohne Verschiebungsstrom

Technisch am einfachsten ist die Näherung der Maxwell-Gleichungen mit der Annahme, dass das elektrische Feld wirbelfrei ist. Dadurch wird der Verschiebungsstrom vernachlässigt. Unter dieser Voraussetzung gelten die Formeln 4-10 bis 4-16. In der Näherung wird nur die Leitfähigkeit als Materialeigenschaft in dem FEM-Modell benötigt. Die Leitfähigkeiten der Organe entsprechen den Werten bei 200 kHz aus der Literatur [64], da in der Realität das Ausgangssignal eines EIG kein DC-Signal ist. Sie werden in der Tabelle 4-1 aufgelistet. Der Durchmesser beider Elektroden ist 2 mm. Der Abstand dazwischen ist 5 cm. Die Spannung zwischen den Elektroden war in der Modellierung 3 kV als eine der Randbedingungen.

Tabelle 4-1 Materialeigenschaft in der Modellierung ohne Verschiebungsstrom

Komponenten	Muskel [64]	Herz [64]	Elektrode (Comsol Datenbank)
Material	Muskel	Herzmuskel	Kupfer
Leitfähigkeit [S/m]	0,384	0,238	$5,998 \times 10^7$

In einem kleinen Bereich, welcher sich direkt unterhalb von den Elektroden befindet, wurde ein Gebiet in der Software separat definiert. In diesem Gebiet wurde die Diskretisierung durch das Tetraedernetz bestimmt. Die maximale Elementgröße war 0,02 mm. Weil in der Nähe der Elektroden die Änderung des elektrischen Feldes auf kurzen Distanzen geschieht, muss die Genauigkeit der Berechnung durch eine feine Diskretisierung sichergestellt werden. In den anderen Bereichen ist die maximale Elementgröße 0,1 mm. Im Bild 4-23 wird die Schnittdarstellung der Vernetzung mit den Elektroden gezeigt.

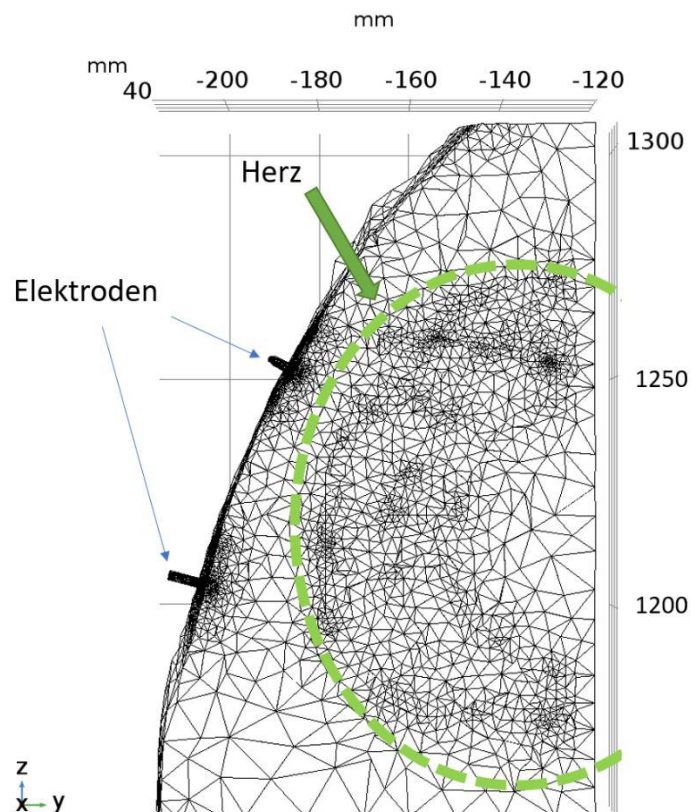


Bild 4-23 Schnittdarstellung der Vernetzung

Im Bild 4-24 wird das Ergebnis der Stromdichte dargestellt. In den beiden Abbildungen ist die Grenze der Stromdichte bei der Darstellung 145 mA/cm^2 . Dieser Wert ist eine Abschätzung der Schwelle für die Anregung des Herzes bei einem Signal mit einer Dauer von $22 \mu\text{s}$. Die Berechnung wurde im Kapitel 3.2.3 detailliert beschrieben.

In dem roten Bereich in der linken Abbildung im Bild 4-24 liegt die Stromdichte über der Schwelle. Hier muss beachtet werden, dass die Größe des Bereichs keine äquivalente Abschätzung der möglichen Gefahr von einem Elektroschocker beschreibt. Es gibt zwei Gründe dafür:

1. Zuerst hat die Anregung des Herzmuskels durch einen Elektroimpuls nicht selbstverständlich ein Herzkammerflimmern zur Folge.
2. Wie vorher erwähnt, ist die Schwelle eines Kammerflimmerns höher als die Schwelle einer Anregung.

Ob ein Kammerflimmern eintritt oder nicht, ist nicht nur von der Stromdichte abhängig. Die Überschreitung der Schwelle ist für die Betrachtung des Kammerflimmerns kompliziert, wie z.B. die folgende Situation beschreibt.

Zwei Elektroschocker werden unter den denselben Bedingungen getestet. Es wird angenommen, dass die Überschreitung der Schwelle sofort zu einem Kammerflimmern führen kann. Nach der Simulation zeigt sich, dass die Stromdichte auf dem Herzmuskel von einem Gerät größer ist als die von dem anderen Gerät. Von beiden Geräten geht dennoch die gleiche Gefahr eines Herzkammerflimmerns aus, da die Stromdichte von beiden Elektroimpulsgeräten höher ist als die Schwelle.

Aber mit der Größe des roten Bereichs kann beurteilt werden, ob ein Modell einem Worst-Case-Szenario folgt, oder nicht. Weil bei einem zu klein eingeschätzten roten Bereich oder sogar ohne roten Bereich die Gefahr eines Elektroschocker abgeschätzt werden kann. Die maximale Stromdichte auf dem Herz ist ein weiteres Kriterium für die Beurteilung des Worst-Case-Szenarios. Der Wert ist in dem Modell 243 mA/cm^2 und wird später mit den Werten in den anderen Modellen verglichen.

Der berechnete gesamte Strom, der durch die Elektroden in der Modellierung fließt, beträgt 1,9510 A. Daraus kann ein Körperwiderstand von 1,538 k Ω berechnet werden.

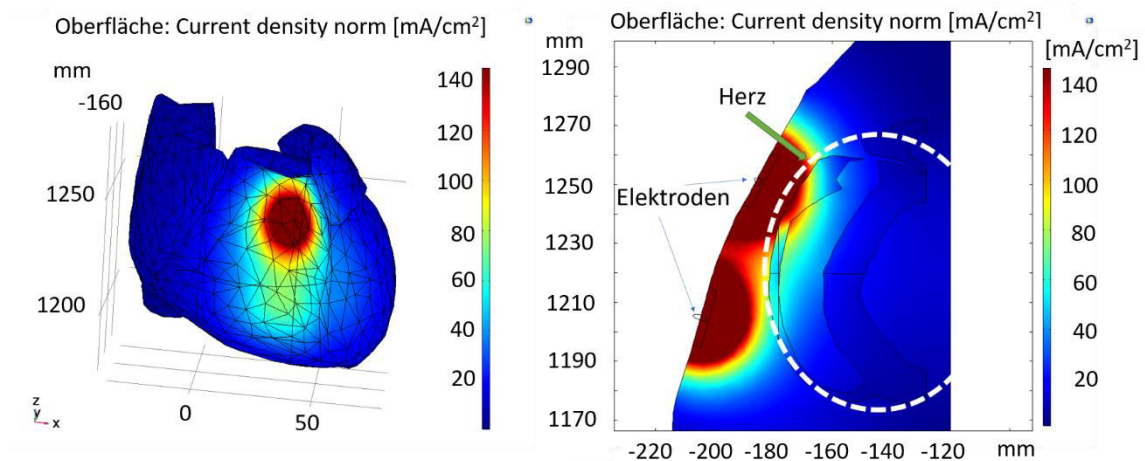


Bild 4-24 Quasistatische Lösung des FEM-Modells ohne Verschiebungsstrom. Links: Stromdichte auf der Herzoberfläche. Rechts: Schnittdarstellung der Stromdichte

Quasistatische Lösung mit Verschiebungsstrom

Die gesetzliche Vorgabe für EIG schränkt den Hochfrequenzanteil des Ausgangssignals eines EIG nicht ein. Aus diesem Grund ist bei manchen EIG eine Untersuchung der zeitharmonischen Lösung relevant. In der zeitharmonischen Version der Maxwell-Gleichungen wird der Verschiebungsstrom eingeführt. Dadurch wird die Formel 4-10 durch die Formel 4-17 ersetzt. Die verwendeten Materialeigenschaften werden in der Tabelle 4-2 aufgelistet. Die Daten des Herzens im Modell entsprechen den Werten bei 50 kHz, 200 kHz und 1 MHz aus der Literatur [64]. Die Berechnung erfolgte mit den drei Frequenzen. Die Spannung zwischen den Elektroden ist 3 kV.

Tabelle 4-2 Materialeigenschaft in der zeitharmonischen Modellierung

Komponenten	Muskel [64]	Herz [64]	Elektrode (Comsol Datenbank)
Material	Muskel	Herzmuskel	Kupfer
Leitfähigkeit [S/m]	0,384	0,238	$5,998 \times 10^7$
Relative Permittivität (50 kHz)	1×10^4	$6,00 \times 10^3$	1
Relative Permittivität (200 kHz)	$6,38 \times 10^3$	$6,00 \times 10^3$	1
Relative Permittivität (1000 kHz)	$1,84 \times 10^3$	$6,00 \times 10^3$	1

In der Tabelle 4-3 werden die wichtigsten Kennzahlen der quasistatischen Lösung aufgelistet. Bei 50 kHz sind die Werte sehr ähnlich wie bei dem Modell ohne Verschiebungsstrom. Bei 1 MHz steigt der gesamte Körperstrom nur leicht. Aber die maximale Stromdichte auf der Herzoberfläche steigt deutlicher.

Tabelle 4-3 Ergebnisse des Modells mit Verschiebungsstrom

Frequenz [kHz]	Körperstrom [A]	Körperwiderstand [Ω]	Maximale Stromdichte auf der Herzoberfläche [mA/cm^2]
50	1,9562	1534	244
200	1,9843	1512	250
1000	2,0230	1483	335

In den folgenden Abbildungen werden die Verteilungen der Stromdichte bei den drei Frequenzen gezeigt. Es kann festgestellt werden, je höher die Frequenz ist, desto tiefer dringt der Strom tendenziell in den Körper ein.

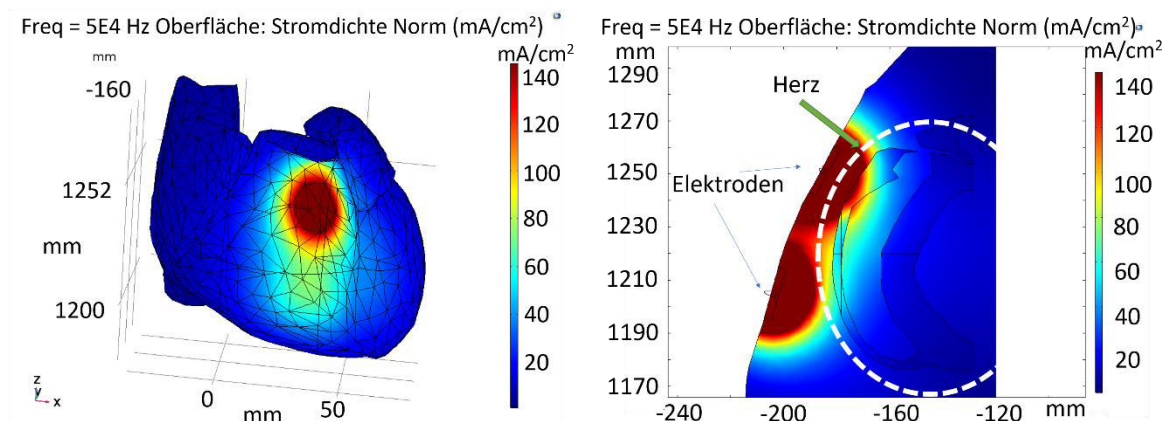


Bild 4-25 Quasistatische Lösung mit Verschiebungsstrom bei 50 kHz. Links: Stromdichte auf der Herzoberfläche. Rechts: Schnittdarstellung der Stromdichte

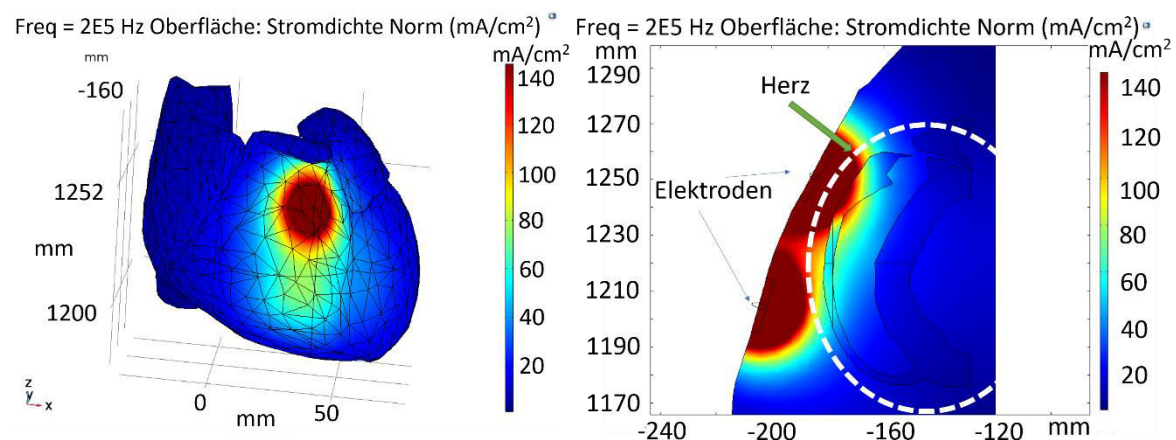


Bild 4-26 Quasistatische Lösung mit Verschiebungsstrom bei 200 kHz. Links: Stromdichte auf der Herzoberfläche. Rechts: Schnittdarstellung der Stromdichte

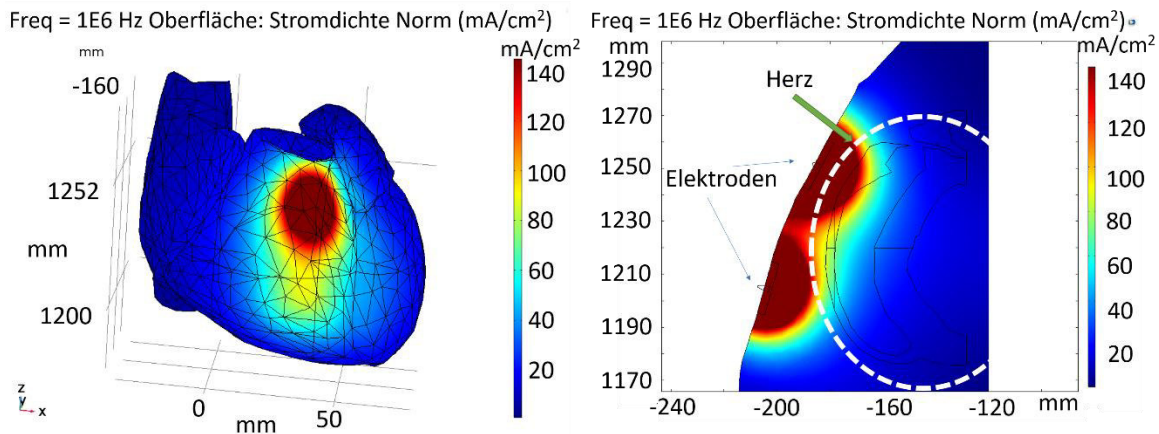


Bild 4-27 Quasistatische Lösung mit Verschiebungsstrom bei 1 MHz. Links: Stromdichte auf der Herzoberfläche. Rechts: Schnittdarstellung der Stromdichte

Nach Biegelmeier [3] sinkt die gesamte Impedanz des Körpers ab ca. 100 kHz und einer Spannung von 25 V dramatisch ab. Bei 2 MHz erreicht die Impedanz den Wert von 750 Ω . In der hier durchgeführten Modellierung mit Verschiebungsstrom sinkt der Widerstand nur leicht mit der Frequenz. Der Grund ist, dass der Körperwiderstand im Experiment von Biegelmeier mit Haut gemessen wurde. Im niedrigen Spannungsbereich ist der Widerstand der Haut bei niedriger Frequenz sehr hoch. Wenn die Frequenz steigt, wird die Haut überbrückt und der gesamte Widerstand sinkt. In der Modellierung wird die Wirkung der Haut nicht berücksichtigt. So wird die zu untersuchende Gefahr auch nicht unterschätzt.

Quasistatische Lösung mit feldstärkeabhängiger Leitfähigkeit und Verschiebungsstrom

In dem Kapitel 4.1.1 wurde Schweinefleisch mit Hochspannungsimpulsen getestet. Es wurde eine feldstärkeabhängige Leitfähigkeit festgestellt. Die Ursache der Abhängigkeit kann die Elektroporation sein. In den Forschungsergebnissen [65] von Gowrishankar im Jahr 2009 wurde die Möglichkeit mit einer Simulation getestet. In der Simulation wurde irreversible Elektroporation wegen Entladung durch TASER® festgestellt. In der vorliegenden Arbeit wurde ein Modell mit Berücksichtigung der feldstärkeabhängigen Leitfähigkeit berechnet. Die Berechnung erfolgte mit der Frequenz 200 kHz. Die Spannung zwischen den Elektroden ist 3 kV.

Tabelle 4-4 Materialeigenschaft in der Modellierung mit feldstärkeabhängiger Leitfähigkeit

Komponenten	Muskel	Herz	Elektrode
Material	Muskel	Herzmuskel	Kupfer
Leitfähigkeit [S/m]	Formel 4-20 und 4-21	0,238	$5,998 \times 10^7$
Relative Permittivität	$6,38 \times 10^3$	$6,00 \times 10^3$	1

Im Bild 4-28 wird die Stromdichte auf der Herzoberfläche und im Körper dargestellt. In der Modellierung ist die maximale Stromdichte auf der Herzoberfläche 459 mA/cm^2 , welche deutlich höher als in den beiden vorher beschriebenen Modelle ist. Der gesamte Körperstrom beträgt $3,739 \text{ A}$, welcher einen Gesamtkörperwiderstand von 802Ω bedeutet. Dieser Wert ist in derselben Ordnung wie in der Untersuchung von Biegelmeier [3] bei 2 MHz , welcher der inneren Haut entspricht.

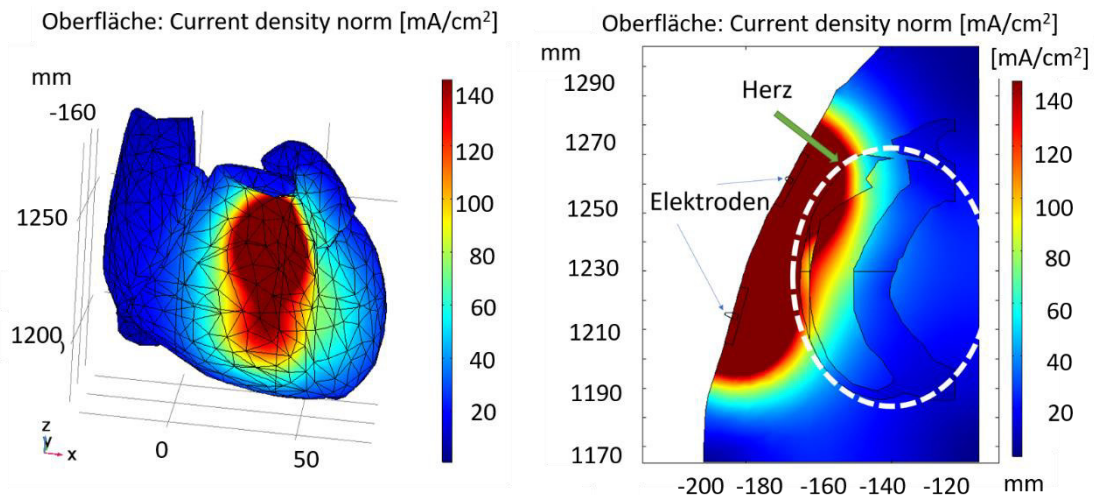


Bild 4-28 Quasistatische Lösung mit feldstärkeabhängiger Leitfähigkeit und Verschiebungsstrom
Links: Stromdichte auf der Herzoberfläche. Rechts: Schnittdarstellung der Stromdichte

Im Bild 4-29 wird der Bereich dargestellt, in dem die Leitfähigkeit durch die hohe elektrische Feldstärke geändert wird. In dem blauen Bereich der beiden Abbildungen liegt die Feldstärke nur leicht über der Schwelle. Die starke Erhöhung der Leitfähigkeit passiert nur in sehr kleinen Bereichen unterhalb der Elektroden.

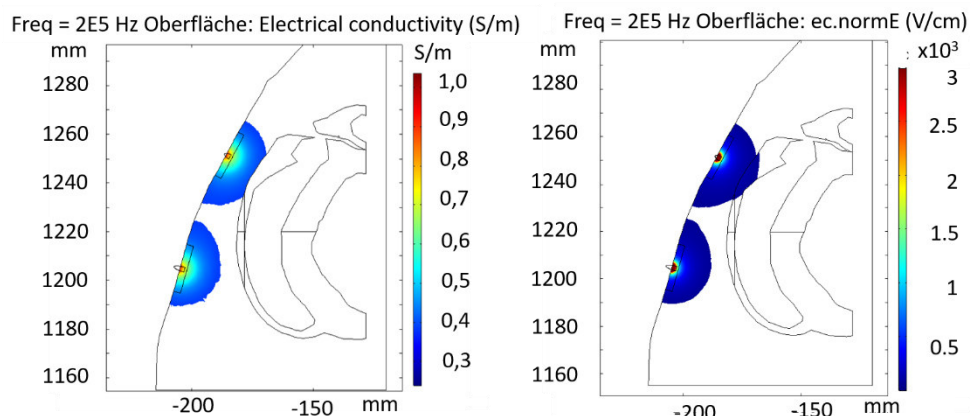


Bild 4-29 Bereich der Organe mit einer Leitfähigkeitsänderung. Links: Erhöhte Leitfähigkeit durch die hohe Feldstärke. Rechts: Feldstärke oberhalb der Schwelle der Elektroporation

Falls die Stromdichte in einem Worst-Case-Szenario überprüft werden soll, so wird empfohlen, dies nach dem Vergleich der oben genannten drei Ergebnisse durchzuführen, bei der die feldstärkeabhängige Leitfähigkeit zu berücksichtigen ist.

4.2.5 Anisotropie der Leitfähigkeit der Muskelfasern

Wie im Kapitel 3.2.2 erwähnt, basiert das Muskelgewebe auf den Muskelfasern. Die Leitfähigkeit ist stark anisotrop [64]. Entlang der Muskelfasern ist die Leitfähigkeit größer als quer zur Faserrichtung. Die Rippenfasern, welche den Rippenbereich bedecken, liegen parallel zur Oberfläche der Rippen, d.h. die Leitfähigkeit des Muskelgewebes in Richtung senkrecht zur Hautoberfläche, ist kleiner als die Leitfähigkeit in den anderen Richtungen. Es führt hypothetisch dazu, dass die Stromdichte im Herz kleiner ist als ohne Berücksichtigung der Anisotropie.

In dieser Arbeit wurde ein einfacher Fall betrachtet, um die Hypothese zu validieren. Die Y-Achse in der Modellierung ist fast senkrecht zu der Hautoberfläche in der Nähe des Herzes. Die Leitfähigkeit von Muskelgewebe bei 200 kHz ist nach der Literatur [64] 0,384 S/m und wurde in der Modellierung eingesetzt. Die Leitfähigkeit des Muskelgewebes in der Y-Richtung wurde in dem Modell als 1/3 der Leitfähigkeit in den anderen beiden Richtungen, welche der normalen Leitfähigkeit entspricht, angenommen. In der Berechnung wurde das quasistatische Modell ohne Berücksichtigung der zeitharmonischen Komponenten untersucht.

In dem Bild 4-30 und Bild 4-31 wurden die Ergebnisse dargestellt. In den Abbildungen wird die farblich gekennzeichnete Stromdichte gezeigt. Es wird festgestellt, dass die Anisotropie der Leitfähigkeit dazu führt, dass die Stromdichte auf der Herzoberfläche deutlich kleiner wird und der Strom sich tendenziell oberflächlicher verteilt, d.h. die Anisotropie entspricht nicht dem Worst-Case-Szenario. In den folgenden Untersuchungen werden nur die Fälle der Isotropie berücksichtigt.

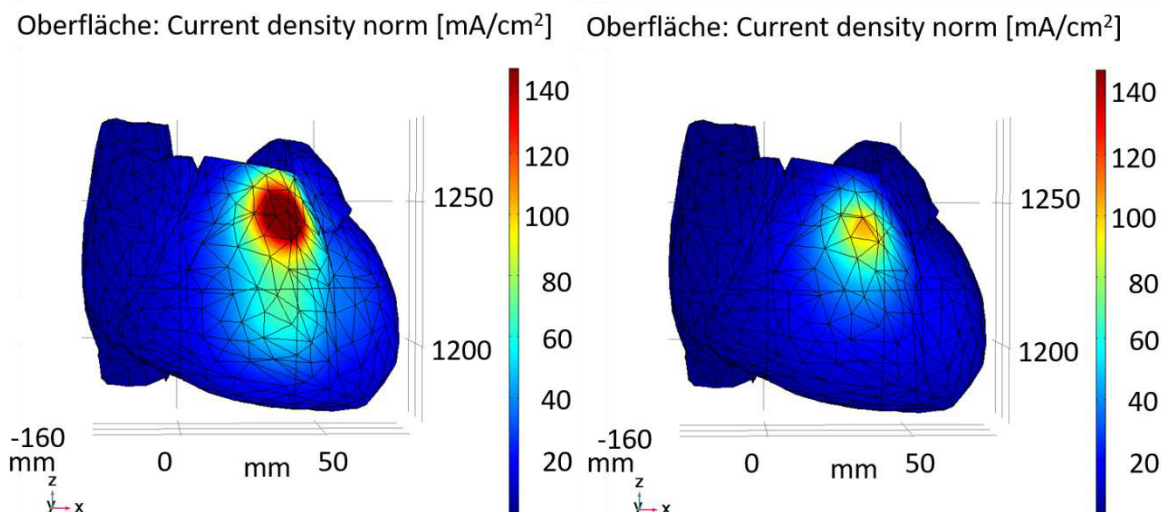


Bild 4-30 Stromdichte auf der Herzoberfläche. Links: Isotrope Leitfähigkeit; Rechts: Anisotrope Leitfähigkeit

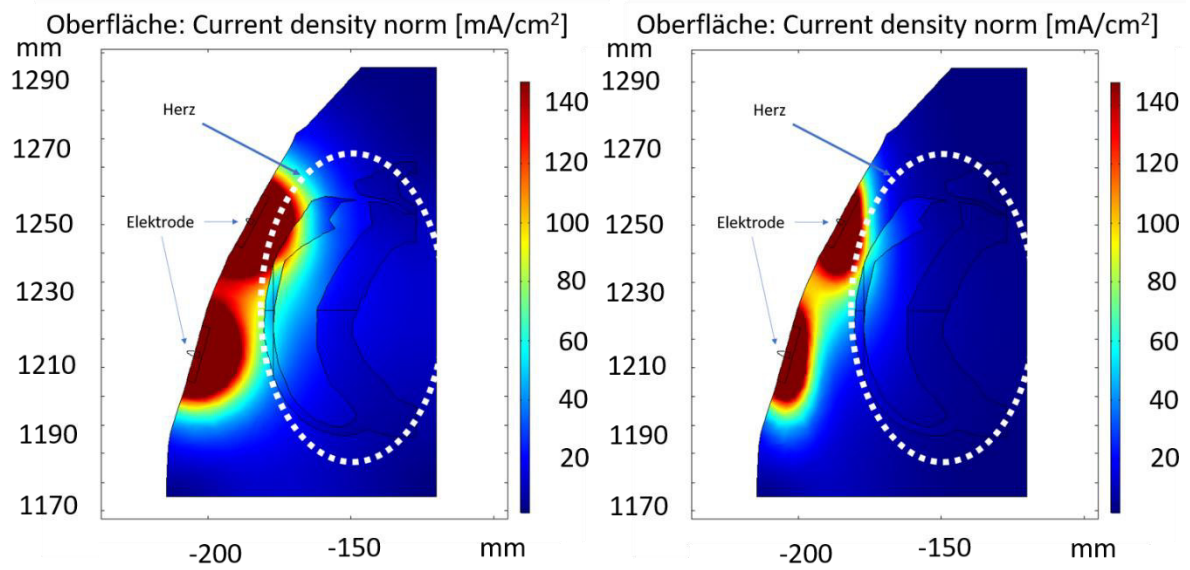


Bild 4-31 Stromdichte (Schnittdarstellung). Links: Isotrope Leitfähigkeit; Rechts: Anisotrope Leitfähigkeit

4.2.6 Elektrodenposition in einem Worse-Case-Szenario

Im Kapitel 4.2.2 wurde der Abstand zwischen dem Herz und der Hautoberfläche als eine der Bedingungen eines Worst-Case-Szenarios diskutiert. Es kann aber nicht generell festgestellt werden, dass es am Gefährlichsten ist, wenn eine Elektrode mit dem Bereich der Haut kontaktiert wird, wo der Abstand am Kleinsten ist. In einem solchen Fall liegt die andere Elektrode in einem vom Herzen weiter entfernten Bereich. Um zu untersuchen, welche Position dem Worst-Case-Szenario entspricht, wurden 10 Positionen des Elektrodenpaars getestet. Die Positionen befinden sich auf der grünen Linie in dem Bild 4-32.

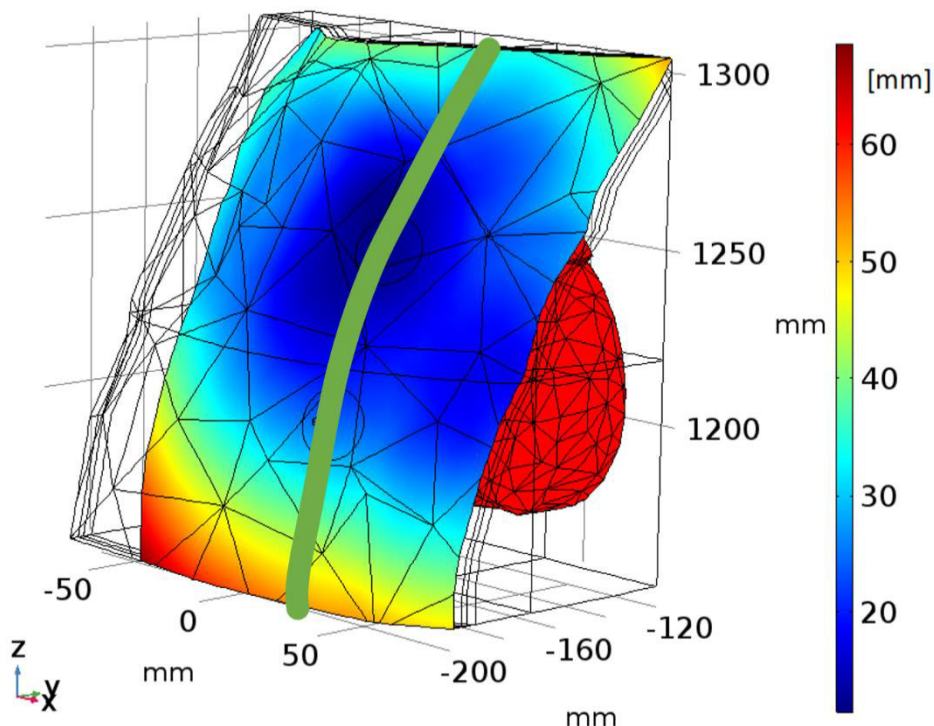


Bild 4-32 Testpositionen der Elektroden. Die Farbskalierung auf der Hautoberfläche entspricht dem Abstand zwischen jedem Punkt der Hautoberfläche und der Herzoberfläche. 10 Positionen des Elektrodenpaars wurde auf der grünen Linie getestet.

In dem Experiment wurde das quasistatische Modell mit feldstärkeabhängiger Leitfähigkeit und Verschiebungsstrom verwendet. Der Durchmesser beider Elektroden ist 2 mm. Der Abstand dazwischen ist 5 cm. Die Materialeigenschaften entsprechen den Werten in der Tabelle 4-4. Die Untersuchung wurde mit der Frequenz von 200 kHz durchgeführt. In der Tabelle 4-5 wird das Ergebnis dargestellt. Alle 10 Experimente wurden mit der Spannung von 3 kV getestet. Die Nummerierung der Positionen entspricht der grünen Linie von oben nach unten.

Die Stromwerte und die daraus berechneten gesamten Widerstände haben keinen großen Unterschied in allen 10 Experimenten. Das ist aber vorhersagbar, weil in der

Modellierung keine Knochen beinhaltet waren. Die maximale Stromdichte unterscheidet sich aber stark von der Position. Der Wert bei der Position 6 ist am Größten.

Tabelle 4-5 Ergebnis der Untersuchung der gefährlichsten Elektrodenpositionen

Position	Spannung [V]	Strom [A]	Widerstand [Ω]	Max. Stromdichte auf der Herzoberfläche [mA/cm^2]
1	3000	3,5975	834	415
2	3000	3,7216	806	430
3	3000	3,6075	832	346
4	3000	3,6535	821	406
5	3000	3,6725	817	412
6	3000	3,7394	802	459
7	3000	3,7212	806	394
8	3000	3,7244	820	303
9	3000	3,6604	844	196
10	3000	3,5528	844	117

In dem Bild 4-33 werden die Ergebnisse der Stromdichte von den Experimenten 2, 4, 5 und 6 dargestellt, welche die Größe der Stromdichte auf der Herzoberfläche zeigen. Im Versuch 2 und 6 gibt es jeweils eine Elektrode, die sich sehr nahe zum Herz befindet. Wie erwähnt ist die Stromdichte im Versuch 6 am größten. Der Grund ist die Verteilung des Stroms im Körper. Der Strom konzentriert sich tendenziell zwischen den beiden Elektroden und ist nicht in alle Richtungen homogen verteilt.

Nach dem Experiment kann die These aufgestellt werden, dass die Elektrodenposition 6 am besten zum Worst-Case-Szenario passt.

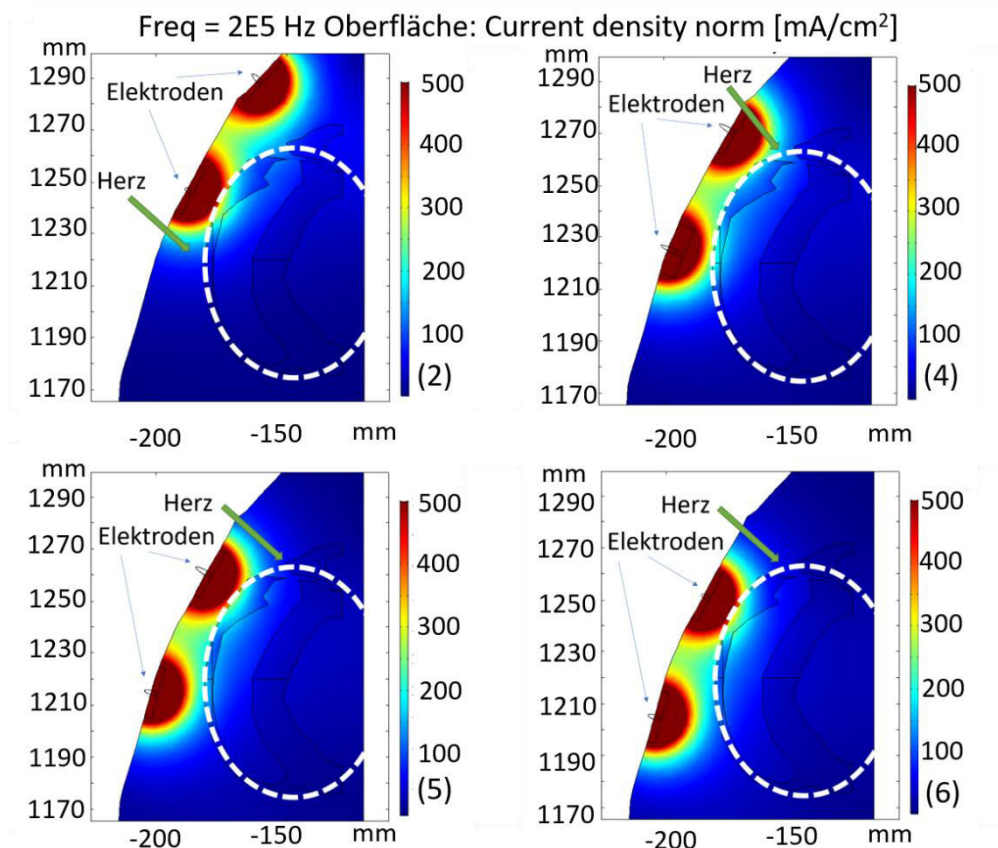


Bild 4-33 Schnittdarstellung der Stromdichte der Experimente der Positionen 2, 4, 5 und 6

4.2.7 Flächenabhängigkeit des Ergebnisses in der Modellierung

Es gab Untersuchungen in der Vergangenheit über den Zusammenhang zwischen der Körperimpedanz und der Größe der Elektroden [10, p. 26]. Aber die Ergebnisse auf der Hautoberfläche im Niederspannungsbereich können leider nicht in den Hochspannungsbereich übertragen werden, weil die elektrischen Eigenschaften des Körpers wie in dem letzten Kapitel erwähnt, sich mit der Feldstärke ändern können. Das FEM-Modell bietet die Möglichkeit, die Flächenabhängigkeit der zu untersuchenden Kennzahlen zu überprüfen.

In der Berechnung wurden fünf Größen der Elektroden untersucht, nämlich 0,79 mm² (d=1 mm), 3,14 mm² (d=2 mm), 12,56 mm² (d=4 mm), 28,26 mm² (d=6 mm) und 50,24 mm² (d=8 mm). „d“ ist der Durchmesser der Elektroden. Die beiden Elektroden wurden auf der Position 6 in dem letzten Kapitel mit einem Abstand von 5 cm dazwischen angeordnet.

In dem Experiment wurde das quasistatische Modell mit feldstärkeabhängiger Leitfähigkeit und Verschiebungsstrom mit der Frequenz von 200 kHz verwendet. Die Materialeigenschaften entsprechen den Werten in der Tabelle 4-4. Die Spannung auf den Elektroden war 3 kV.

In dem Bild 4-34 wird die maximale Stromdichte auf der Herzoberfläche dargestellt. Die Widerstandsänderung mit der Elektrodengröße wird im Bild 4-35 gezeigt. Die Stromdichte auf der Herzoberfläche steigt mit der Erhöhung der Elektrodenfläche, während der Widerstand mit der Zunahme der Elektrodengröße sinkt. Hier muss aber beachtet werden, dass der Abstand zwischen den Rändern der beiden Elektroden durch die Vergrößerung der Elektrodenflächen sinkt.

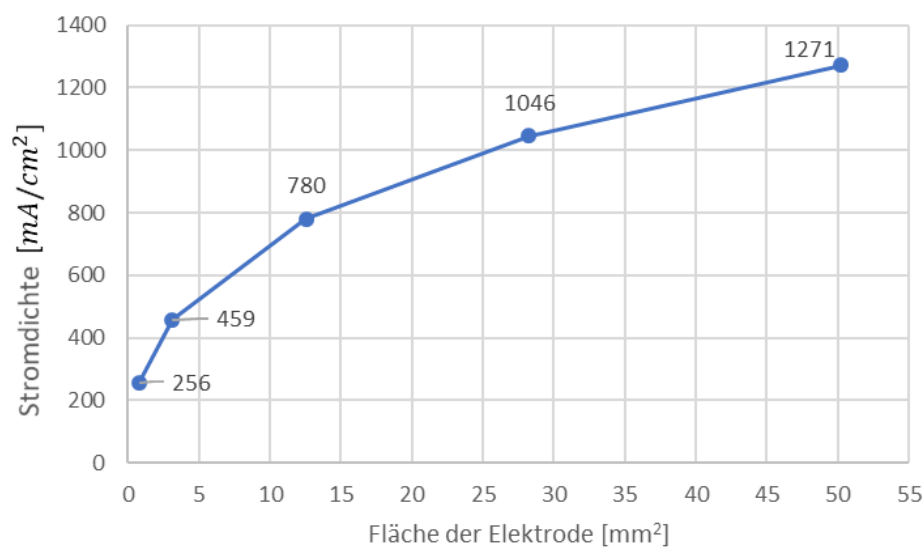


Bild 4-34 Maximale Stromdichte in Zusammenhang mit der Elektrodengröße

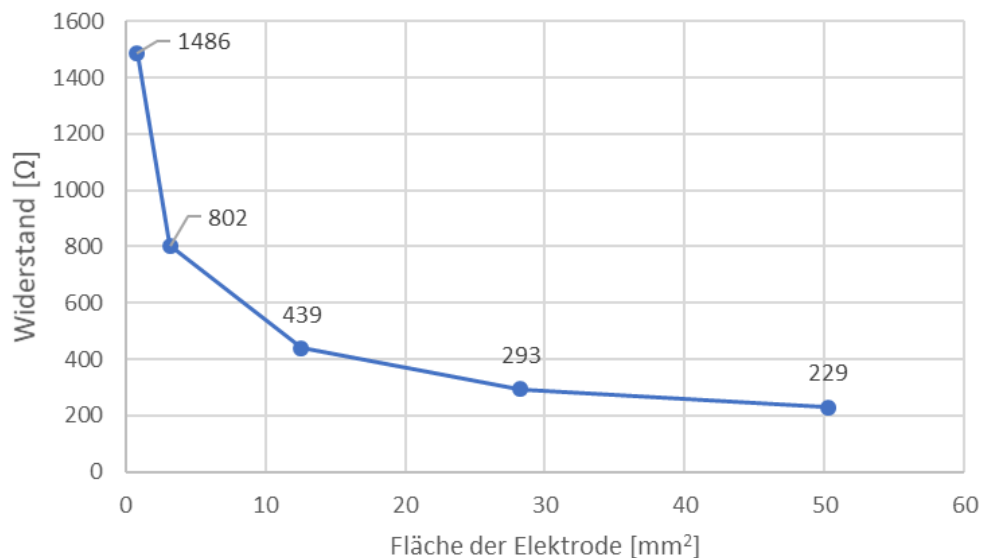


Bild 4-35 Der Körperwiderstand in Zusammenhang mit der Fläche der Elektrode

Im Bild 4-36 wird die Stromdichte auf der Herzoberfläche bei vier Elektrodengrößen dargestellt. In der Abbildung sind alle Werte der Stromdichte rot gezeigt, die höher als 145 mA/cm^2 sind.

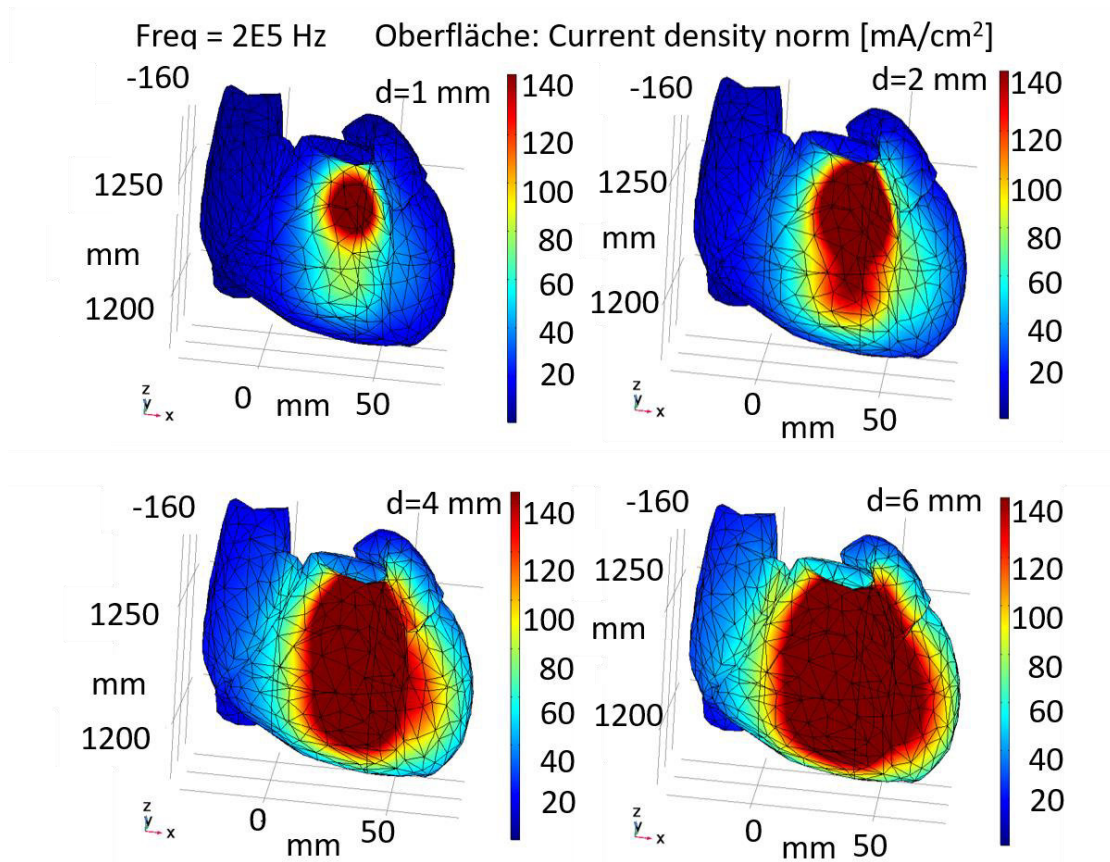


Bild 4-36 Stromdichte auf der Herzoberfläche. „d“ ist der Durchmesser der Elektroden

In Dawes Untersuchung [66] wurde der menschlichen Körperwiderstand bei einer Entladung vom Taser® X26 geprüft. Der Mittelwert des Abstands zwischen den beiden Elektroden war 30,7 cm. Der gemessene Körperwiderstand lag zwischen 470,5 Ω und 691,4 Ω . Der Mittelwert war 602,3 Ω .

Die Elektroden vom Taser® haben eine Form wie ein Zylinder mit einem Kegel auf der Schnittkreisfläche. Die Taser®-Elektrode sticht in den Körper wie eine Nadel, bevor die Entladung einsetzt. Deshalb hängt die Kontaktfläche einer Elektrode mit dem menschlichen Körper von der Tiefe ab. Die Elektroden haben eine Länge von 9 mm und einen Durchmesser von 0,8 mm. Die gesamte Oberfläche von einer Elektrode ist zwischen ca. 11,8 mm^2 (angenommen nur Kegel) und ca. 23,1 mm^2 (angenommen nur Zylinder). D.h. die Kontaktfläche zwischen einer Elektrode und dem menschlichen Körper liegt auch zwischen ca. 11 mm^2 und ca. 23 mm^2 je nach der Eindringtiefe. Die Ergebnisse der Modellierung in dieser Arbeit mit dem Elektroden-

durchmesser von 4 mm und von 6 mm sind dann vergleichbar mit der Taser-Untersuchung. Der Widerstand in der Modellierung ist kleiner als in der „Dawes“ Untersuchung. Der erste Grund dafür kann der deutlich kleinere Abstand zwischen den Elektroden in der in dieser Arbeit durchgeführten Modellierung sein. Dann ist als zweiter Grund die Gewichtung von Muskelgewebe in dem FEM-Modell höher als normal angesetzt. Es führt dazu, dass die durchschnittliche Leitfähigkeit steigt. Die Erhöhung der Leitfähigkeit mit der Feldstärke kann auch größer als die tatsächliche Steigerung sein. Sie sorgt dafür, dass die Gefahr des Herzkammerflimmerns nicht unterschätzt wird.

4.2.8 Spannungsabhängigkeit des Widerstands bei einer EIG-Entladung

4.2.8.1 Widerstandmessung mit Oberflächenelektroden

Im Kapitel 4.1.1 wurde nachgewiesen, dass die Leitfähigkeit von Muskelgewebe von der elektrischen Feldstärke abhängig ist. Die Ursache der Abhängigkeit ist hypothetisch die Elektroporation. Die Elektroporation ist aber nicht nur von der elektrischen Feldstärke abhängig, sondern auch von der Impulsdauer [45]. Weil es einige Elektroimpulsgeräte auf dem Markt gibt, welche ein gedämpftes, sinusförmiges Ausgangssignal haben und die Dauer jeder Periode nur bis einige Mikrosekunden lang ist, wurde untersucht, ob solche EIG auch Elektroporation oder einen spannungsabhängigen Widerstand von Gewebe verursachen können.

Messaufbau

Um einige Untersuchungsbedingungen konstant zu halten, wurde eine Messeinrichtung mit einem 3D-Drucker hergestellt. Das CAD-Modell wird im Bild 4-37 gezeigt. Das Filament ist aus elektrisch isolierendem Kunststoff. Elektroden aus Kupfer mit unterschiedlichen Durchmessern wurden in den Zylinder eingebaut, welche grün im Bild dargestellt sind. Drei Zylinder können gleichzeitig in der Messeinrichtung befestigt werden. Der Abstand zwischen den Mittelpunkten der Nachbarelektroden ist 4 cm. Die Zylinder können in der Axialrichtung bewegt werden. Bei den Untersuchungen lagen die Fleischproben unterhalb der Zylinder. Die Energie eines EIG wird über die in den Zylindern befestigten Elektroden entladen.

Oberhalb jedes Zylinders wurde ein roter Würfel platziert. Der Würfel kontaktiert den Zylinder nicht direkt. Zwischen Würfel und Zylinder gibt es noch einen Dehnungsmessstreifen. Die Würfel werden von oben mit Schrauben nach unten gedrückt. Diese Kraft wird über den Dehnungsmessstreifen an den Zylindern weitergegeben. Gleichzeitig kann der Widerstand des Dehnungsmessstreifens gemessen werden.

Das Ablesen des Wertes während der Messung stellt sicher, dass der Druck auf dem Fleisch immer konstant bleibt und der Widerstand nicht durch den Druck beeinflusst wird.

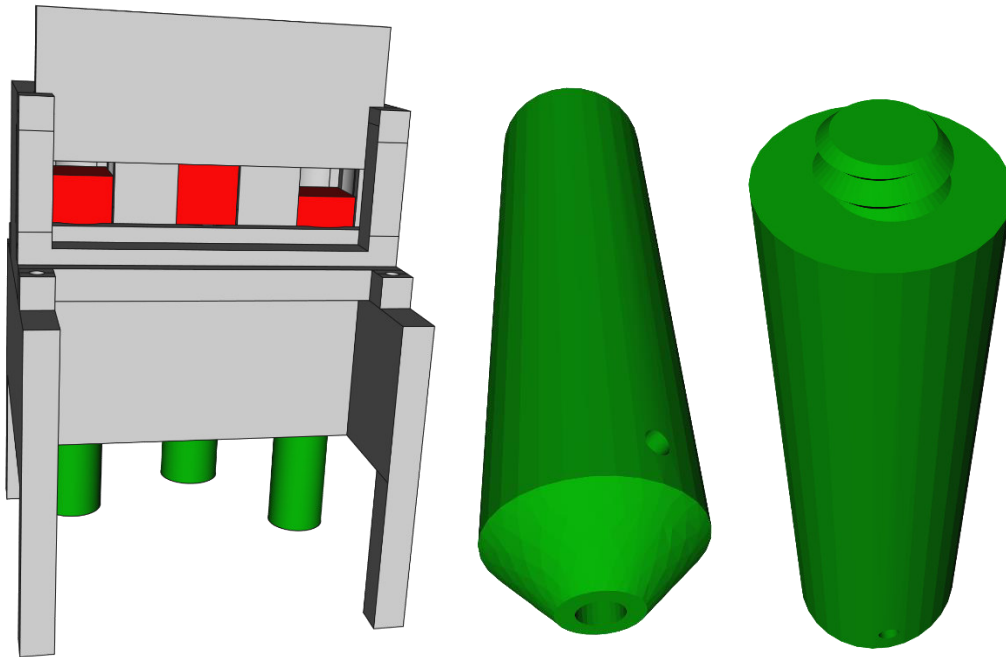


Bild 4-37 Die Befestigung der Elektroden für die Messung der Flächenabhängigkeit des Widerstands. Links: Gesamte Befestigung. Die Elektroden werden in dem grünen Zylinder befestigt. Die roten Würfel werden von oben mit Schrauben nach unten gepresst. Rechts: Der Zylinder von unten und von oben.

Der gesamte Messaufbau wird schematisch im Bild 4-38 dargestellt. Während jeder Entladung werden nur zwei der drei Elektroden benutzt, deshalb werden in der Abbildung nur zwei Zylinder mit Elektroden gezeigt. Die Messung des Widerstands eines Dehnungsmessstreifens erfolgt durch ein Multimeter. Der Strom und die Spannung werden jeweils mit einem Stromsensor und einem Spannungsteiler während der Entladung eines EIG gemessen. Anhand des Stromverlaufs und Spannungsverlaufs kann die Impedanz der Fleischprobe während der Entladung berechnet werden.

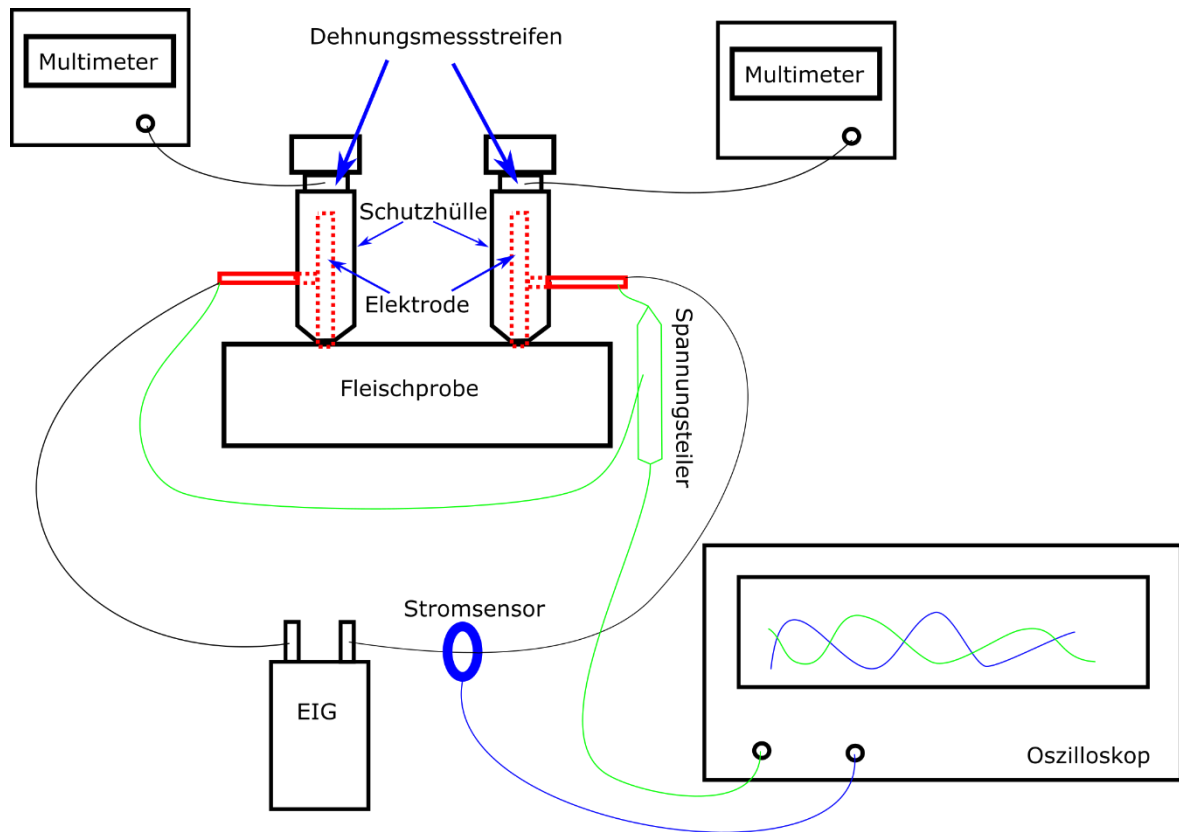


Bild 4-38 Messaufbau zur Untersuchung des Einflusses der Elektrodengröße auf den Widerstand

Messung mit Schweinebauchfleisch

In der Messung wurde die Fleischprobe aus dem Bauchbereich vom Schwein verwendet. Die Struktur und die Maße der Fleischprobe werden im Bild 4-39 dargestellt. Die Entladungen erfolgten direkt auf dem Muskelgewebe.

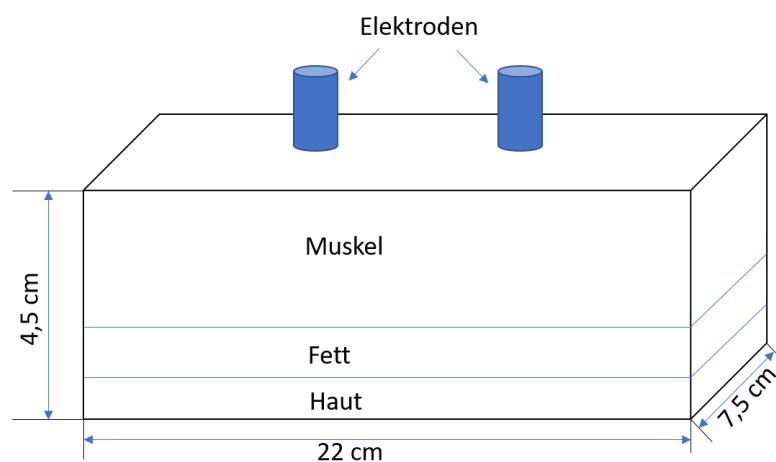


Bild 4-39 Schematische Darstellung der Fleischprobe

Für die Messung wurden Elektroden mit unterschiedlichen Durchmessern benutzt. Die Parameter der Elektroden und die Reihenfolge der Untersuchungen werden in der Tabelle 4-6 gelistet. In den Untersuchungen wurden zwei EIG eingesetzt, die unterschiedliche Ausgangseigenschaften besitzen, damit bei jedem Elektrodenpaar zwei Spannungen getestet werden können. Weil bei einem EIG-Wechsel das Elektrodenpaar nicht gewechselt werden musste, konnte die Position der Elektroden bei der Messung mit demselben Elektrodendurchmesser unverändert bleiben.

Tabelle 4-6 Parameter der genutzten Elektroden und die Reihenfolge des Versuchs

Reihenfolge	Durchmesser [mm]	Querschnittsfläche [mm ²]
1	2	3,14
2	4	12,57
3	10	78,54
4	6	28,27
5	3	7,07
6	5	19,63

Vor der Messung wurde die Fleischprobe mit einer Frischhaltefolie abgedeckt, damit das Fleisch nicht so schnell austrocknet. Es wurden Löcher in die Folie geschnitten, damit die Elektroden direkten Kontakt mit dem Fleisch hatten. Nachdem die Elektroden richtig auf der Fleischprobe platziert waren, wurden die Mikrometerschrauben auf der Messeinrichtung so justiert, dass beide Multimeter denselben Widerstand des Dehnungsmessstreifens zeigten. Dann wurde die Messung der Spannung und des Stroms bei jedem Elektrodenpaar mit den zwei EIG jeweils fünfmal durchgeführt.

Messergebnis mit Schweinebauchfleisch

Die Auswertung der Messdaten erfolgt mit dem im Kapitel 4.1.2 erwähnten Verfahren. Die Ausgangssignale der beiden EIG sind gedämpft sinusförmig. Der Spitzenwert der Spannung in der zweiten Halbwelle und der Strom im selben Zeitpunkt wurden verwendet, um den Widerstand der Fleischprobe bei dem Messaufbau zu berechnen, weil die Ableitung des Spannungsverlaufs an der Stelle gleich 0 ist.

Das Ergebnis der Abhängigkeit des Widerstands mit der Spannung wird im Bild 4-40 dargestellt. Jeder Punkt ist der Mittelwert von fünf Messwerten. Die Fehlerbalken, welche die Standardabweichung der 5 Messungen repräsentieren, sind kleiner als die Größe der Punkte, deshalb werden sie nicht in der Abbildung dargestellt. Die Widerstände beim gleichen Durchmesser werden mit denselben Farben markiert.

Die Messergebnisse mit dem EIG, welches eine kleinere Ausgangsspannung erzeugte, werden mit Kreisen markiert. Die anderen Ergebnisse werden mit Rechtecken gekennzeichnet. Die Pfeile zeigen den Trend der Widerstandsänderung mit einer Erhöhung der Stimulationsspannung. Bei allen Flächen der verwendeten Elektroden sinkt der Widerstand der Fleischprobe mit Erhöhung der Spannung. Der Grund der Widerstandsänderung kann eine Elektroporation sein. D.h. bei der Kalkulation der Gefahr eines Herzkammerflimmerns von EIG muss die Elektroporation berücksichtigt werden. Weil der Widerstand bei der gleichen Spannung und gleichem Elektrodenpaar reproduzierbar war, kann es angenommen werden, dass die reversible Elektroporation dominiert.

Der Unterschied der Änderungsgröße zwischen verschiedenen Elektroden lässt sich mit der Änderung der Messpositionen erklären, weil beim Elektrodenwechsel die exakt gleichen Messpositionen nicht garantiert werden konnten.

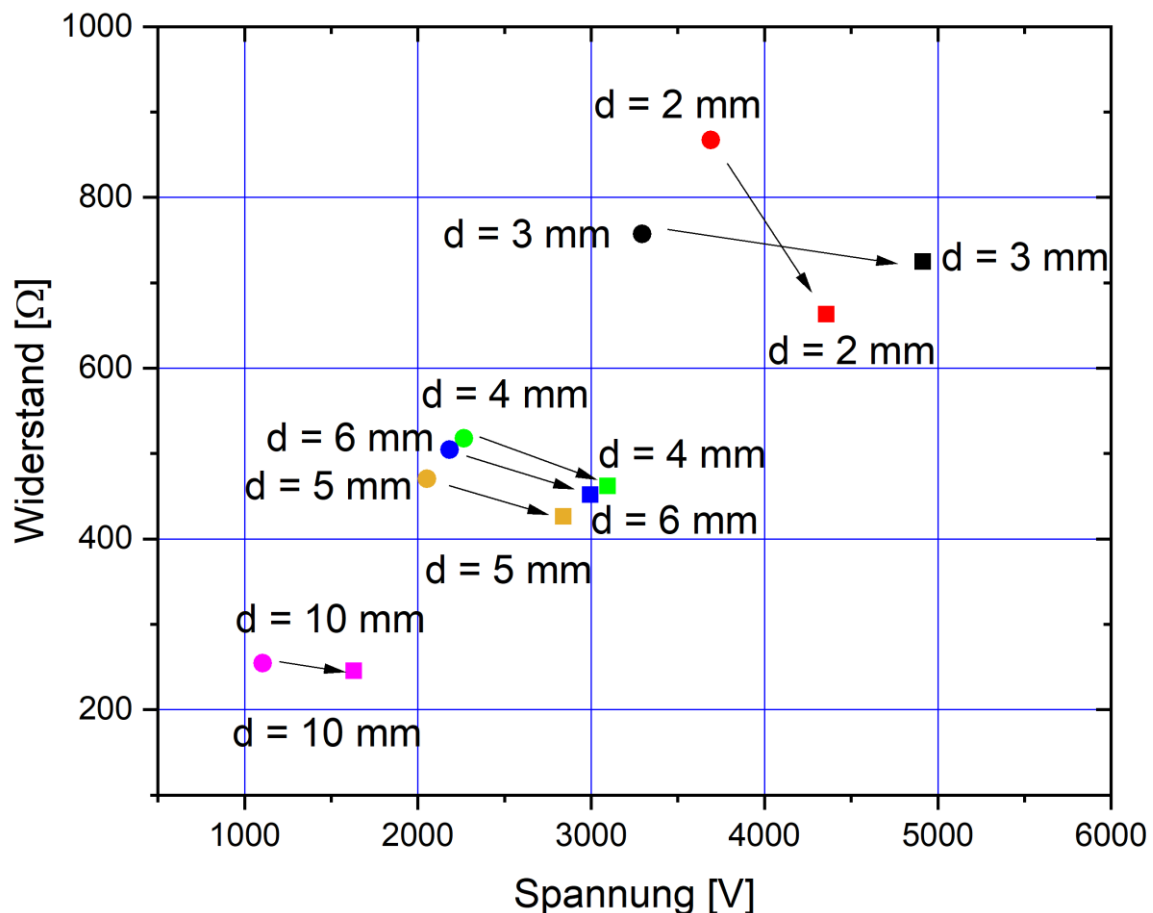


Bild 4-40 Messergebnis der Spannungsabhängigkeit des Widerstands. „d“ ist der Durchmesser der Elektrode

Bei der Auswertung des Experiments wurde die Feldstärkeabhängigkeit der Permittivität gezielt weggefiltert und vernachlässigt. Die Zellmembran bildet den größten Anteil der Kapazität [51, p. 102]. Die Permittivität von Gewebe sinkt mit der Erhöhung der Frequenz [64]. Falls die Kapazität von Gewebe feldstärkeabhängig ist,

soll sie theoretisch bei einer Erhöhung der elektrischen Feldstärke sinken, wie bei einer Erhöhung der Frequenz, weil bei einer Elektroporation die Durchlässigkeit der Zellmembran für die Ionen höher wird. D.h. die Vernachlässigung der Feldstärkeabhängigkeit der Permittivität schadet dem Sicherheitspuffer des Worst-Case-Szenarios nicht. Sie wird in der computerbasierten Modellierung auch nicht berücksichtigt. In den zukünftigen Forschungen kann das Thema aber untersucht werden.

4.2.8.2 Spannungsabhängiger Widerstand im FEM-Modell

Die feldstärkeabhängige Leitfähigkeit wurde im Kapitel 4.1.1 nachgewiesen. In dem letzten Unterkapitel wurde ein spannungsabhängiger Widerstand auch bei den Elektroimpulsgeräteentladungen beobachtet. Mit dem auf FEM basierten Körpermodell ist es möglich das Phänomen genauer zu untersuchen.

In der Modellierung wurde ein Elektrodenabstand von 4 cm ausgewählt, welcher dem Wert vom Experiment in dem letzten Kapitel entspricht. Der Durchmesser der Elektroden in dem Experiment war 2 mm. Das physikalische Modell war das quasi-statische Modell mit feldstärkeabhängiger Leitfähigkeit und Verschiebungsstrom. Die Materialeigenschaften sind gleich wie in der Tabelle 4-4. Das Modell wurde mit den Spannungen 1 kV, 2 kV, 3 kV, 4 kV und 5 kV getestet.

Das Ergebnis der Untersuchung wird im Bild 4-41 und dem Bild 4-42 dargestellt. Der Körperwiderstand sinkt mit steigender Spannung leicht. Von 1 kV bis 5 kV ist die Widerstandsänderung 20,2%. Aber die maximale Stromdichte auf der Herzoberfläche steigt mit der Spannung dramatisch. Der Unterschied zwischen 1 kV und 5 kV ist 479%.

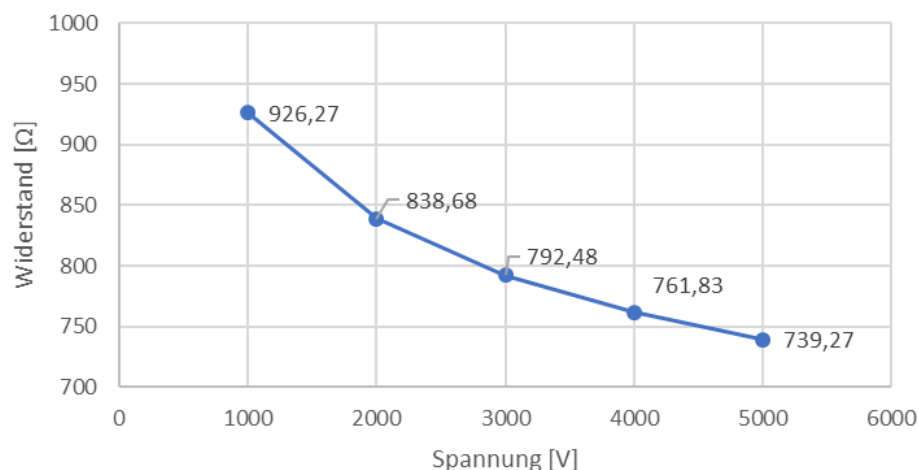


Bild 4-41 Der Körperwiderstand in Zusammenhang mit der angelegten Spannung

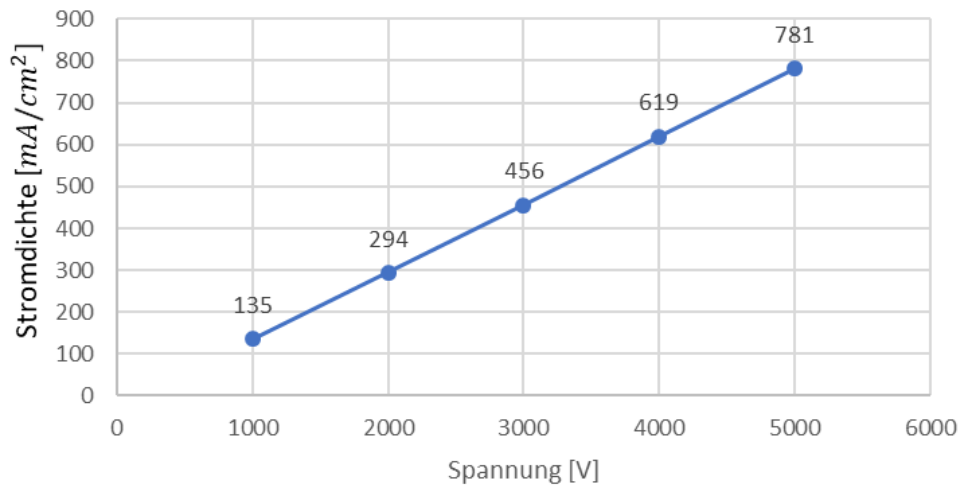


Bild 4-42 Maximale Stromdichte auf der Herzoberfläche in Zusammenhang mit der angelegten Spannung

4.2.9 Diskussion

In diesem Unterkapitel wurden FEM-Modelle anhand der Materialeigenschaften aus der Literatur und aus dem Messergebnis im Kapitel 4.1 generiert. In den Modellen wurden drei Annäherungen verfolgt, mit quasistatischer Lösung ohne Verschiebungsstrom, mit Verschiebungsstrom und mit der feldstärkeabhängigen Leitfähigkeit. Nach den Experimenten passt das Modell mit Verschiebungsstrom und mit der feldstärkeabhängigen Leitfähigkeit zum Worst-Case-Szenario am besten. Mit dem Modell ist eine Gefahr der Unterschätzung des Risikos eines Herzkammerflimmerns am kleinsten.

Durch das Modell wurden aber auch die Experimente der Abhängigkeit von Elektrodengrößen und der Spannung untersucht. Im ersten Experiment wurden Elektroden mit den Durchmessern von 1 mm bis 8 mm getestet. Der gesamte Körperwiderstand sinkt mit der Vergrößerung des Durchmessers der Elektroden. Der Unterschied zwischen den Durchmessern von 6 mm und 8 mm ist nicht groß, während die maximale Stromdichte auf der Herzoberfläche deutlich steigt.

Bei der Untersuchung der Wirkung der Spannung wurden die Spannungen von 1 kV bis 5 kV getestet. Der Körperwiderstand sinkt mit der Erhöhung der Spannung, aber nur leicht, während die maximale Stromdichte auf der Herzoberfläche dramatisch steigt. In Biegelmeiers Untersuchung [67] wurde die Körperimpedanz mit einer Spannung von 15 V bis 200 V gemessen. Das Experiment hat auch gezeigt, dass die Impedanz mit der Erhöhung der Spannung sinkt. Die Spannungsabhängigkeit des Widerstands wurde auch durch eine Messung mit Schweinefleisch bestätigt.

4.3 Weg zur neuen Benchmark für EIG

Es wurde in dem letzten Unterkapitel diskutiert, wie die Verteilung der Stromdichte bei einer EIG-Entladung mit dem FEM-Modell berechnet werden kann. Mit dem Verfahren ist es auch möglich, die maximale Stromdichte auf der Herzoberfläche einzuschätzen. Aber die Schwelle der Erregung der Zellen ist nicht nur von der Stromdichte, sondern auch von der Wellenform abhängig. Das Nervenmodell SENN-Modell kann die Dynamik einer Erregung mit der Berücksichtigung der Wellenform simulieren. Jedoch können mit dem SENN-Modell nur die einfachen Fälle der Stromverteilung betrachtet werden. Durch eine Kombination der beiden Modelle wird ermöglicht, eine präzisere Evaluation der Gefahr eines Herzkammerflimmerns durch EIG, und auch die Möglichkeit der Muskelkontraktion zu bestimmen.

4.3.1 Messkette

Der Benchmark inkludiert zwei Anteile, die Messung der elektrischen Eigenschaft und die Auswertung der Gefahr. Die zu messenden elektrischen Eigenschaften sind die maximale Ausgangsspannung und der Stromverlauf.

Der Ablauf der Evaluation der Gefahr von Herzkammerflimmern wird im Bild 4-43 dargestellt. Der Stromverlauf eines EIG wird durch Lastwiderstände mit unterschiedlichen Werten aufgenommen, weil nach den Ergebnissen in den letzten Kapiteln der menschliche Körperwiderstand stark von den elektrischen Eigenschaften abhängig sein kann. D.h. bevor ein EIG wirklich an einem menschlichen Körper oder Tiermodell getestet wird, kann es nur schwierig eingeschätzt werden, wie groß der Körperwiderstand bei dem Einsatz dieses EIG ist. Der Spannungsverlauf kann nach dem Stromverlauf berechnet werden. Die Spitzenspannung wird als eine Randbedingung in das FEM-Modell hinzugefügt. Mit der Simulation wird die maximale Stromdichte J_{max} auf der Herzoberfläche berechnet.

Das FEM-Modell muss das Worst-Case-Szenario betrachten, d.h. das quasistatische Modell mit feldstärkeabhängiger Leitfähigkeit und Verschiebungsstrom wird eingesetzt. Die Elektrodenposition 6 aus Kapitel 4.2.6 wird empfohlen. Der Durchmesser der Elektroden und der Abstand dazwischen sollen nach den tatsächlichen Werten des EIG angepasst werden.

Die Wellenformen werden mit dem SENN-Modell ausgewertet, welches im Kapitel 3.2.4 beschrieben wurde. Die Zeitachse der ausgewählten Wellenform wird vor der Auswertung mit einem Faktor von 24,9 [10, p. 70] herunterskaliert, damit das Modell die Schwelle der Herzmuskelzellen statt der Nervenzellen berechnet. Mit dem SENN-Modell kann eine kritische Spitzenstromdichte J_k der Wellenform berechnet

werden. Dieser Wert ist die Schwelle der Wellenform für eine Erregung der Herzmuskelzellen, welche nicht so gefährlich wie ein Herzkammerflimmern ist, aber zum Herzkammerflimmern führen kann. Mit einem Vergleich von J_{max} und J_k kann die Gefahr eines Herzkammerflimmerns abgeschätzt werden.

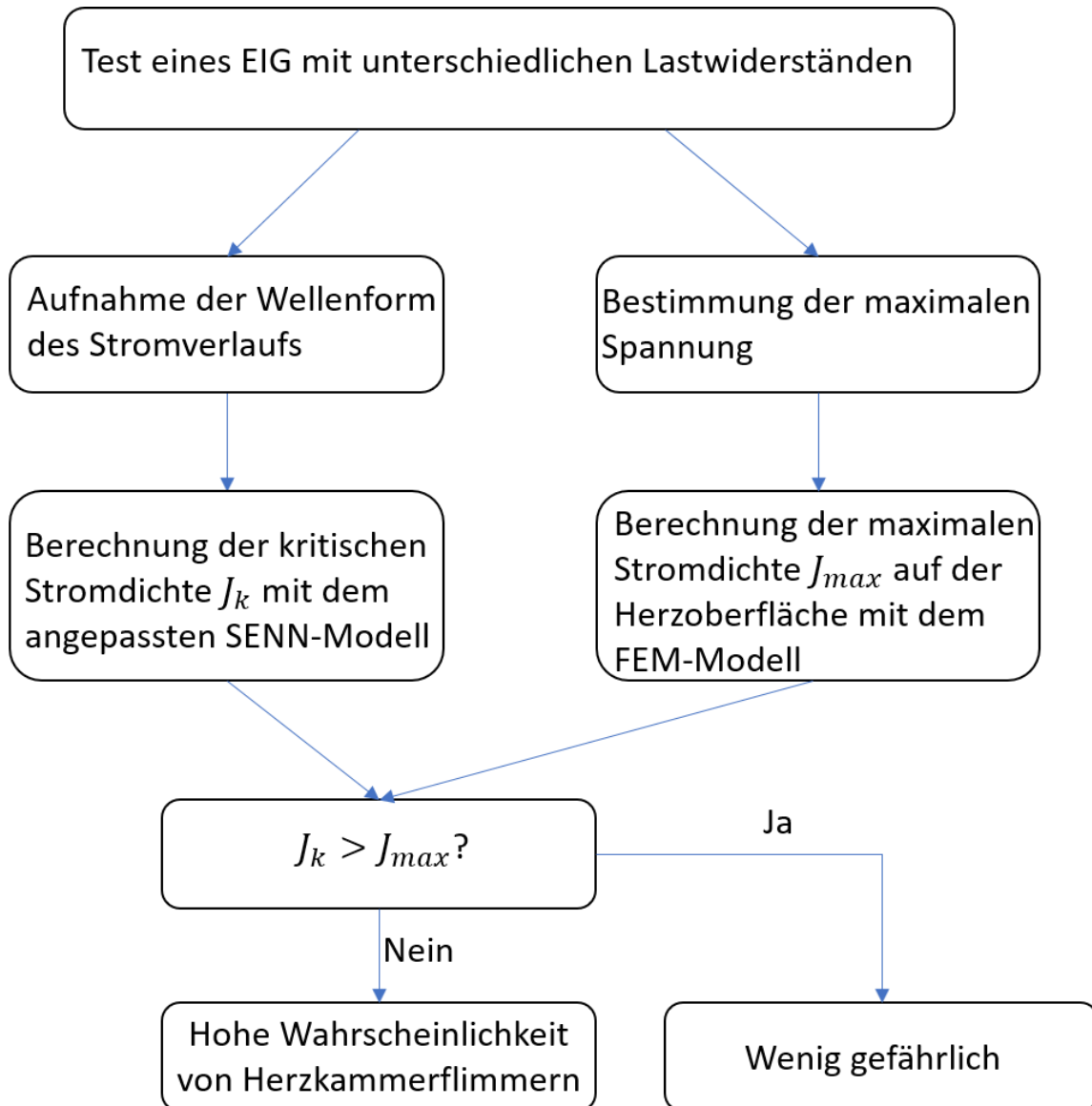


Bild 4-43 Ablauf der Evaluation der Gefahr von Herzkammerflimmern

Die Wirksamkeit eines EIG erfolgt hauptsächlich mit der Muskelkontraktion. Wie im Kapitel 3.2.2 erwähnt, ist die Schwelle der Muskelzellen höher als die Schwelle der motorischen Nervenzellen. Deshalb kann die Wirksamkeit eines EIG durch einen Vergleich der Schwelle der Nervenzellen und die Stromdichteverteilung im Körper evaluiert werden. Der Ablauf wird im Bild 4-44 dargestellt.

Die Aufnahme der elektrischen Eigenschaften eines EIG ist gleich wie bei der Bewertung der Gefahr eines Herzkammerflimmerns. Die Wellenform wird direkt in dem SENN-Modell ausgewertet. Die kritische Spitzenstromdichte der Wellenform $J_{k,N}$ für

die Nervenzellen wird berechnet. Mit dem FEM-Modell wird die Verteilung der Stromdichte berechnet. Das Körperteil, wo die Stromdichte $J_{x,y}$ größer als die Schwelle $J_{k,N}$ ist, kann dargestellt werden.

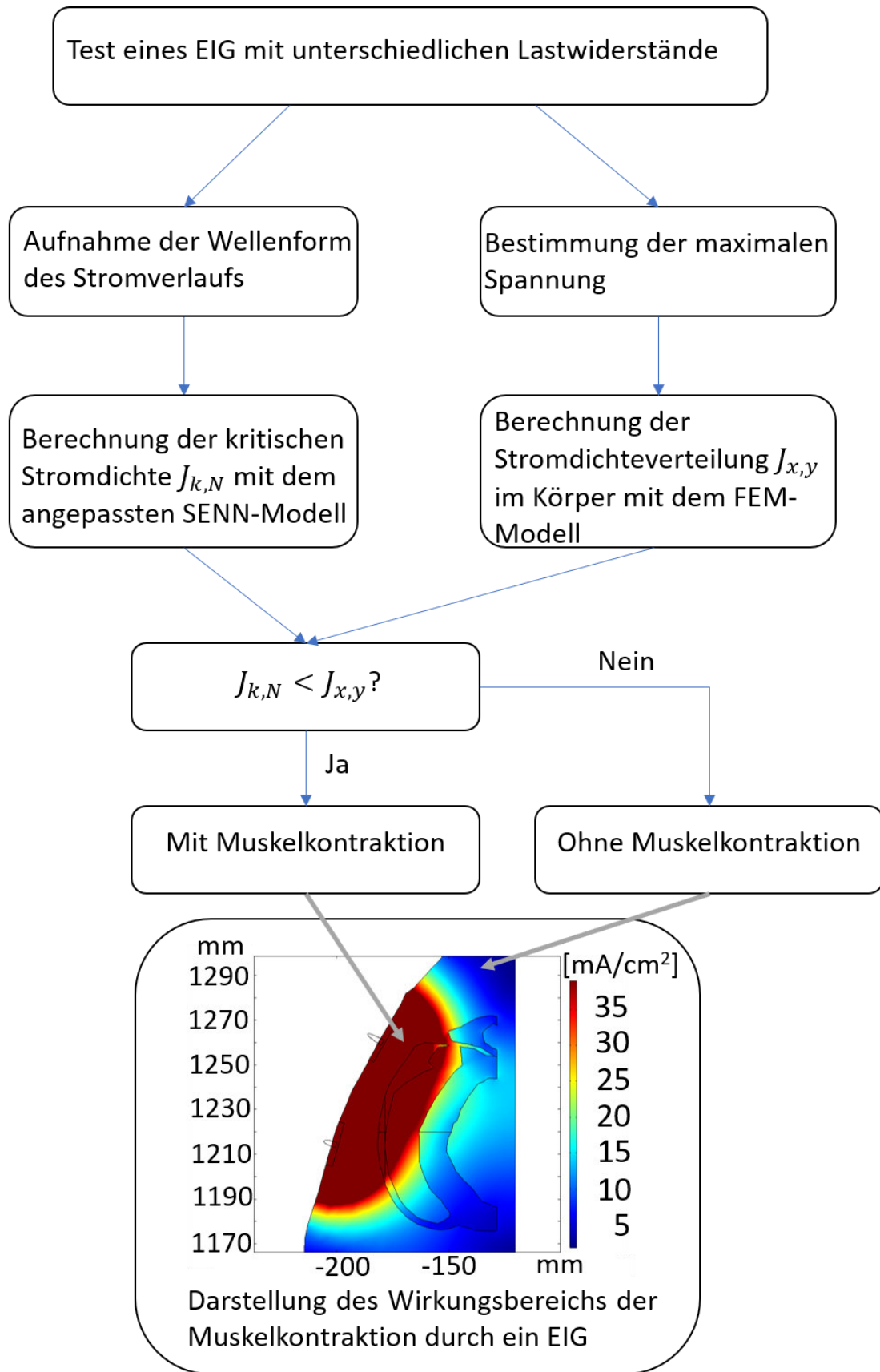


Bild 4-44 Ablauf der Evaluation der Wirksamkeit

4.3.2 Aufnahme des Signalverlaufs eines EIG

Der Messaufbau im Bild 3-4 wird zur Messung der elektrischen Eigenschaften eines EIG benutzt. Die Funkenstrecke hat einen Innenwiderstand, welcher schwierig präzise messbar ist, und sie kann eine starke elektromagnetische Störung erzeugen, welche das Messergebnis verrauschen lässt. Beim Messen des Stroms wird empfohlen, die Messung ohne die Funkenstrecke (kurzschließen) durchzuführen, unter der Voraussetzung, dass das Verhalten des Elektroschockers durch die Funkenstrecke nicht merklich beeinflusst wird. Im Bild 4-45 wird eine Beispiel-Messung dargestellt.

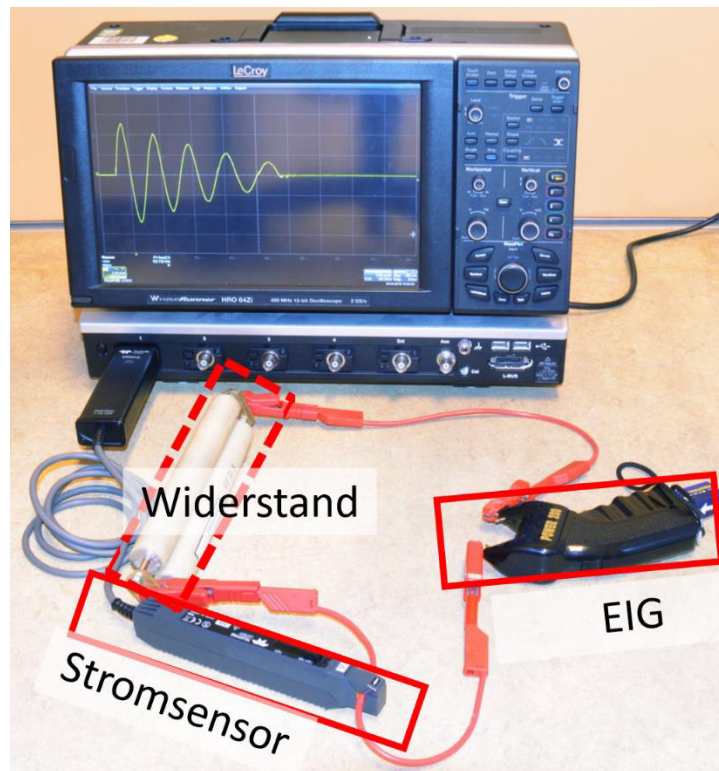


Bild 4-45 Messaufbau zur Aufnahme des Signalverlaufs

Im Beispiel wurde der Elektroschocker mit Widerständen 369 Ω , 466 Ω , 602 Ω und 996 Ω getestet. Zur Aufnahme der Wellenform wurde ein Stromtastkopf LeCroy C031A benutzt. Die Daten wurden mit dem Oszilloskop gespeichert und im PC ausgewertet. Im Bild 4-46 werden die Stromverläufe dargestellt. Der Durchmesser der Elektroden ist 2,5 mm. Der Abstand zwischen den Elektroden ist 5 cm. Die Impulsfrequenz von dem EIG schwankt zwischen 16 und 20 Hz.

Der Betrag des Stroms von diesem EIG ändert sich nur leicht mit den Lastwiderständen. Das bedeutet, dass der Elektroschocker sich wie eine Stromquelle verhält. Es muss aber beachtet werden, dass nicht alle Elektroschocker zwangsläufig eine Quasi-Stromquelle darstellen. Der Impuls dauert bei den kleinen Widerständen etwas länger als bei den großen Widerständen.

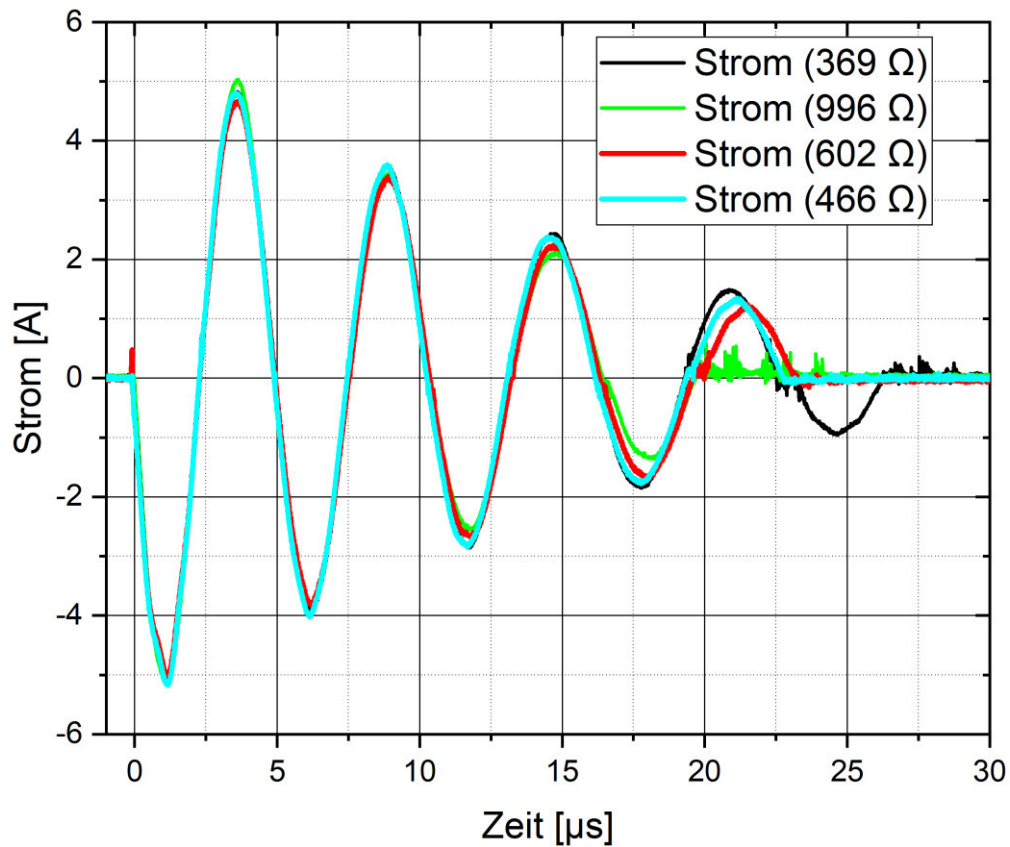


Bild 4-46 Stromverläufe bei unterschiedlichen Widerständen

In der Tabelle 4-7 werden die gemessenen Eigenschaften zusammengefasst. Die gesamte Energie steigt bei der Messung mit der Erhöhung des Lastwiderstands. Der Spitzenwert der Spannung ist von dem Widerstand abhängig. Bei 996 Ω hat die Spannung ihren maximalen Wert -5149 V erreicht. Im Bild 4-47 werden die vier Spannungsverläufe dargestellt.

Tabelle 4-7 Elektrische Eigenschaften eines EIG

Widerstand [Ω]	Spitzenstrom [A]	Spitzenspannung [V]	Dauer [μs]	Ladung [μC]	Energie [J]
369	-5,034	-1857	26	-1,74	0,046
466	-5,174	-2241	23	-1,09	0,058
602	-5,030	-3028	23	-1,96	0,069
996	-5,170	-5149	20	-0,65	0,115

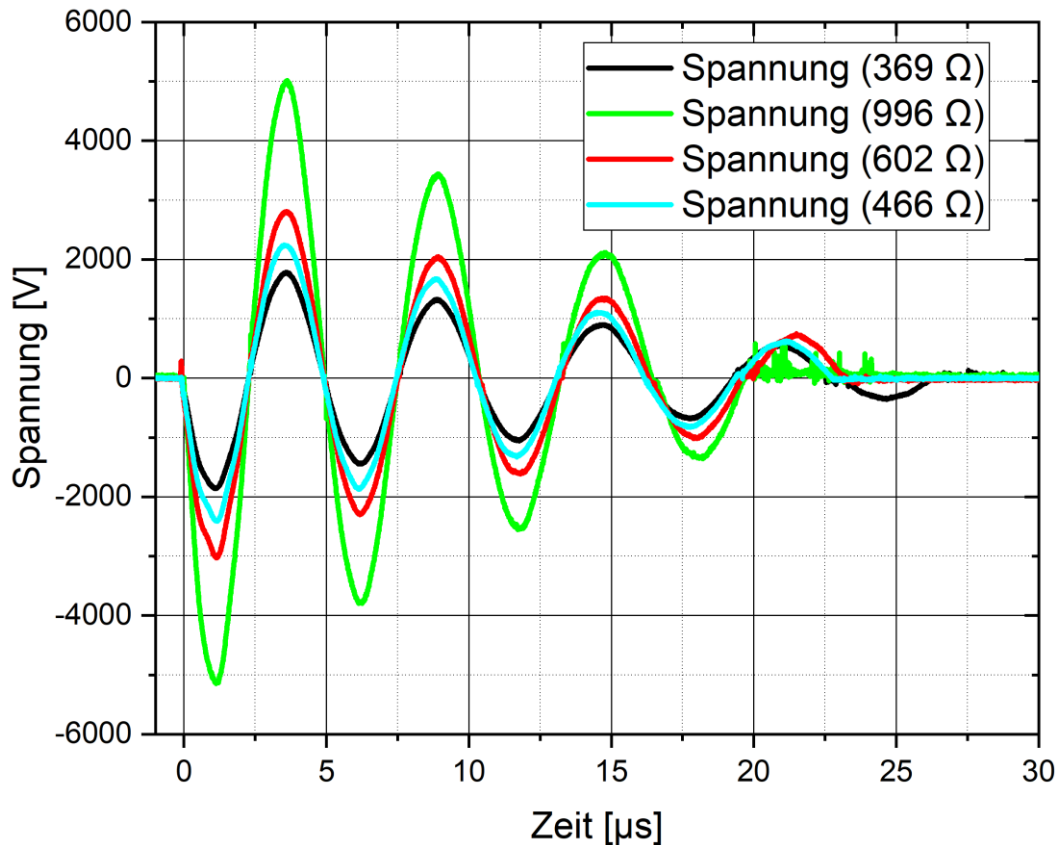


Bild 4-47 Spannungsverläufe bei unterschiedlichen Widerständen

4.3.3 Auswertung der elektrischen Eigenschaften

Auswertung der Wellenformen mit dem SENN-Modell

Mit dem im Kapitel 4.2 beschriebenen FEM-Modell kann die Stromdichteverteilung berechnet werden. In dem Modell ist die Verteilung des elektrischen Feldes ungleichmäßig. Es wird aber in den folgenden Untersuchungen mit dem SENN-Modell angenommen, dass eine Nervenzelle so klein ist, dass die Verteilung des elektrischen Feldes quasi-gleichmäßig verläuft, wo die Nervenzelle sich befindet. Unter dieser Voraussetzung kann für jede Wellenform eine eigene Schwelle für die Stromdichte mit Hilfe des SENN-Modells berechnet werden.

Die in dem letzten Unterkapitel beschriebenen Wellenformen werden als Eingangsgröße in die SENN-Software importiert. Die Wellenformen jedes Lastwiderstands wurden einmal für die Nervenzellen mit einem Durchmesser von 20 μm und einmal für die Herzmuskelzellen getestet. Das Kriterium einer erfolgreichen Stimulation der Nervenzellen ist eine Initialisierung des Aktionspotenzials. Im Bild 4-48 wird ein mit dem SENN simuliertes Aktionspotenzial (schwarz), welches von einer Stimulation gerade über die Schwelle hinaus erregt wird, und ein Membranpotenzial (rot), welches von einer Stimulation gerade unterhalb der Schwelle erregt wird, dargestellt.

In der Tabelle 4-8 werden die von dem SENN-Modell berechneten Ergebnisse aufgelistet. Der Schwellenfaktor der Nervenzellen (oder der Herzmuskelzellen) ist ein von dem Modell berechneter Multiplikator. Die Eingangswellenform wird mit dem Faktor multipliziert. Das Produkt ist die Wellenform, welche gerade über der Schwelle liegt und ein Aktionspotenzial auslösen kann. Die Einheit ist mA/cm^2 . Der maximale Wert des Produktes ist die kritische Spitzenstromdichte $J_{k,N}$ der Nervenzelle und für die Herzmuskelzellen ist die kritische Spitzenstromdichte J_k .

Tabelle 4-8 Testergebnis mit dem SENN-Modell

Widerstände [Ω]	Spitzenstrom [A]	Schwellenfaktor Nerven	$J_{k,N}$ [mA/cm^2]	Schwellenfaktor Herz	J_k [mA/cm^2]
369	-5,034	0,00728	36,66	0,34367	1730
466	-5,174	0,00756	39,12	0,53172	2751
602	-5,030	0,00719	36,17	0,30801	1549
996	-5,170	0,00913	47,18	0,83125	4298

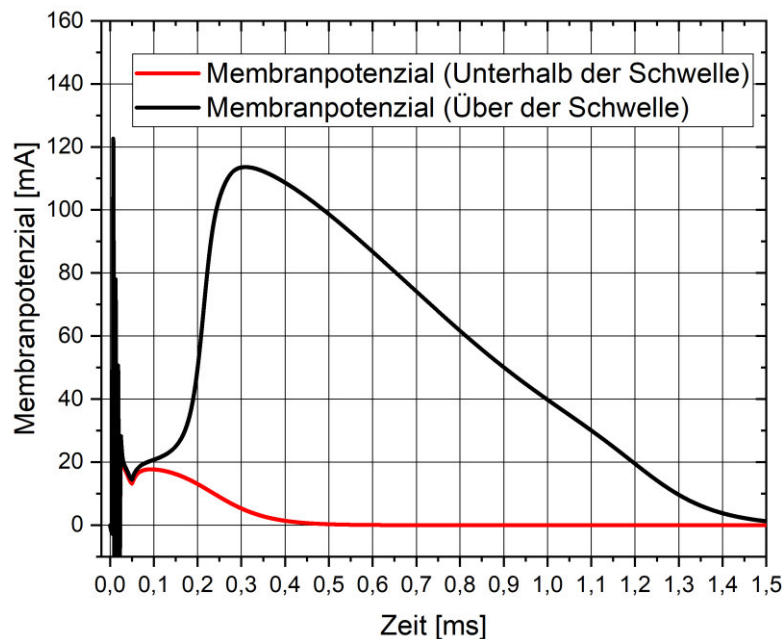


Bild 4-48 Entwicklung eines Membranpotenzials einer Nervenzelle im SENN. Schwarz: Die Stromdichte ist gerade über der Schwelle. Rot: Die Stromdichte ist gerade unterhalb der Schwelle. Die Differenz zwischen den beiden Werten der Stromdichte ist ca. 1%

Berechnung der Stromdichte mit dem FEM-Modell

Bei der Berechnung der Stromdichte wird der Durchmesser der Elektroden in dem FEM-Modell entsprechend den Daten des EIG angepasst. Die Elektrodenposition 6 aus dem Kapitel 4.2.6 und der Elektrodenabstand bleiben unverändert. Die Spannung über den Elektroden wird wie gemessen angepasst. Im Bild 4-46 wird gezeigt, dass die Grundfrequenz des gedämpften Sinussignal ca. 2×10^5 Hz ist. Deshalb

wird die Stromdichte im Körper bei dieser Frequenz berechnet. In der Tabelle 4-9 werden die Testergebnisse bei den drei Spitzenspannungen aufgelistet, welche bei den 4 Widerständen gemessen wurden.

J_{max} ist die maximale Stromdichte auf der Herzoberfläche. I ist der Strom, der durch die Elektroden fließt. Die beiden Werte steigen mit größer werdender Spannung wie im Kapitel 4.2.8 beschrieben. Mit dem Strom kann der Körperwiderstand in der Modellierung berechnet werden, welcher auch in der Tabelle aufgelistet wird. Der Widerstand steigt mit sinkender Spannung wegen der feldstärkeabhängigen Leitfähigkeit.

Tabelle 4-9 Testergebnis mit dem FEM-Modell

Widerstände [Ω]	Spitzenspannung [V]	J_{max} [mA/cm ²]	J_k [mA/cm ²]	I [A]	Berechnete Widerstände [Ω]
369	-1857	325	1730	2,62	709
466	-2241	398	2751	3,25	690
602	-3028	547	1549	4,57	662
996	-5149	942	4298	8,37	615

Testergebnis mit der Benchmark

J_k ist die kritische Stromdichte für die Herzmuskelzelle, die in Tabelle 4-9 angegeben, mit dem SENN-Modell berechnet wird. Es wird festgestellt, dass bei allen vier Widerständen die maximale Stromdichte auf der Herzoberfläche J_{max} kleiner ist als die kritische Stromdichte J_k . D.h. nach der Benchmark kann das EIG als wenig gefährlich eingestuft werden.

In Tabelle 4-9 wird auch dargestellt, dass die kritische Stromdichte bei den Aufnahmen der Wellenformen mit den verschiedenen Widerständen sehr unterschiedlich ist. Ein Grund könnte die Anzahl der Halbperioden sein. Die Schwelle einer Wellenform mit einer geraden Zahl der Halbperioden ist sehr wahrscheinlich größer als mit einer ungeraden Zahl der Halbperioden, wenn die Zahl der Perioden im einstelligen Zahlenbereich liegt [4, p. 136] [7]. Im Bild 4-46 kann der Unterschied der Anzahl der Halbperioden zwischen den Wellenformen festgestellt werden. Die Ursache ist die Kompensation der Ladung der positiven Halbperioden und der negativen Halbperioden [4, p. 135]. In der Tabelle 4-7 wird gezeigt, dass der Absolutwert der gesamten Ladung durch den Widerstand mit dem Wert 996 Ω am kleinsten ist, während die Schwelle in diesem Fall am Größten ist. Aber es muss beachtet werden, dass nicht allein die Ladung als das quantitative Merkmal der Gefahr des Herzkammerflimmerns gesehen werden kann [68].

Mit dem SENN-Modell wurde auch die kritische Stromdichte $J_{k,N}$ für die Nervenzellen berechnet, welche in der Tabelle 4-8 aufgelistet ist. Mit dem Wert kann die Wirksamkeit des EIG geprüft werden. Die Werte der kritischen Stromdichte $J_{k,N}$ wurden als Schwelle bei der Darstellung der Stromdichte in der FEM-Software eingesetzt. Im Bild 4-49 werden die Schnittdarstellungen gezeigt. Alle Werte werden rot gefärbt, wenn sie größer als die Schwelle sind. Mit der größten Spannung von 5149 V in der Messung war der Bereich am größten, worin die A-Fasern erregt werden können.

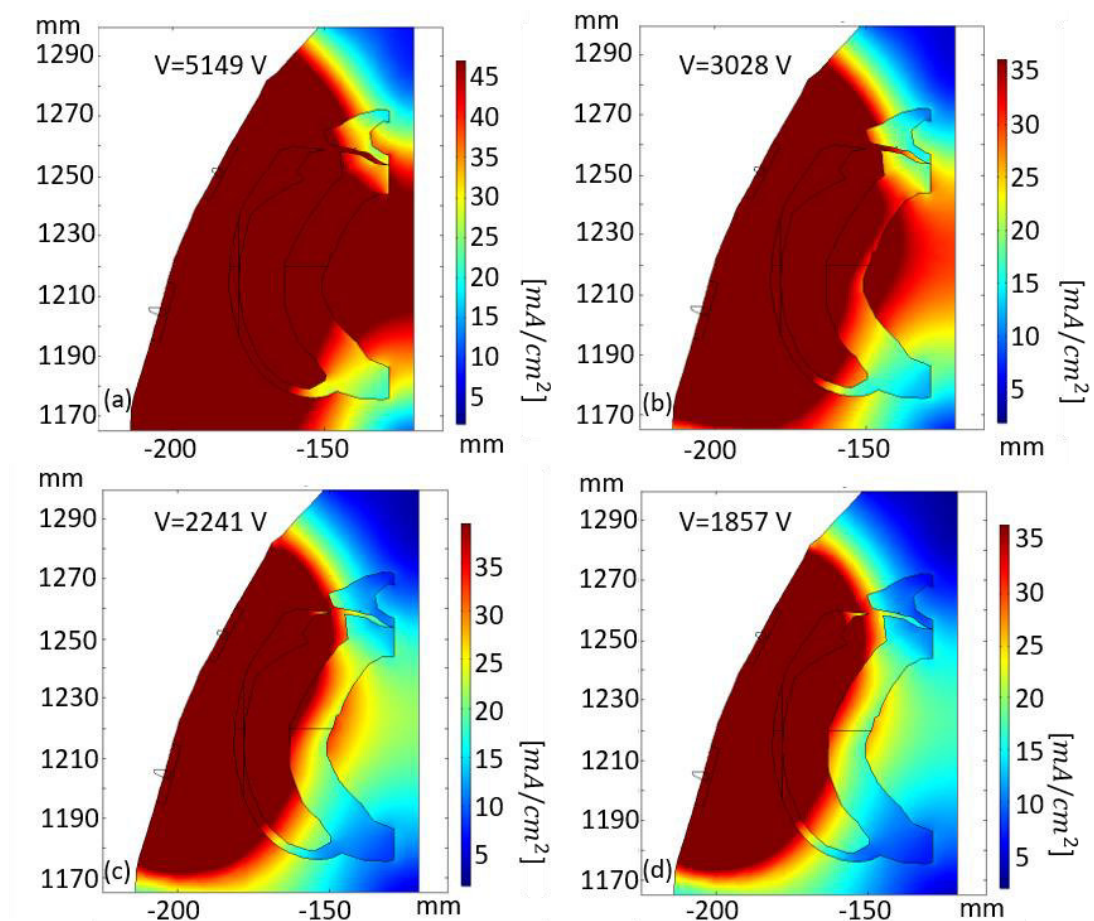


Bild 4-49 Stromdichte $J_{x,y}$ bei verschiedenen Spannungen mit einer feldstärkeabhängigen Leitfähigkeit. Rot bezeichnet eine Stromdichte bei (a) über $47,18 \text{ mA/cm}^2$, bei (b) über $36,17 \text{ mA/cm}^2$, bei (c) über $39,12 \text{ mA/cm}^2$ und bei (d) über $36,66 \text{ mA/cm}^2$

Bei der Evaluation der Wirksamkeit eines EIG anhand der Schwelle der Stromdichte $J_{k,N}$ für die A-Fasern ist zu beachten, dass das FEM-Modell mit der feldstärkeabhängigen Leitfähigkeit ein Worst-Case-Szenario für die Betrachtung der Gefahr eines Herzkammerflimmerns liefert. Jedoch sollte die Erhöhung der Leitfähigkeit mit der Feldstärke in der Modellierung größer als die tatsächliche Zunahme der Leitfähigkeit sein, könnte die Wirksamkeit auf die Nervenzellen überschätzt werden. Aus diesem Grund sollte das FEM-Modell mit einer konstanten Leitfähigkeit bei dieser Anwendung eingesetzt werden. Im Bild 4-50 wird das Ergebnis mit der konstanten Leitfähigkeit dargestellt. Mit der größten Spannung 5149 V in der Messung war der

Bereich immer noch am größten, in denen die A-Fasern erregt werden können. Aber dieser Bereich ist wie erwartet kleiner als in dem Modell mit einer feldstärkeabhängigen Leitfähigkeit.

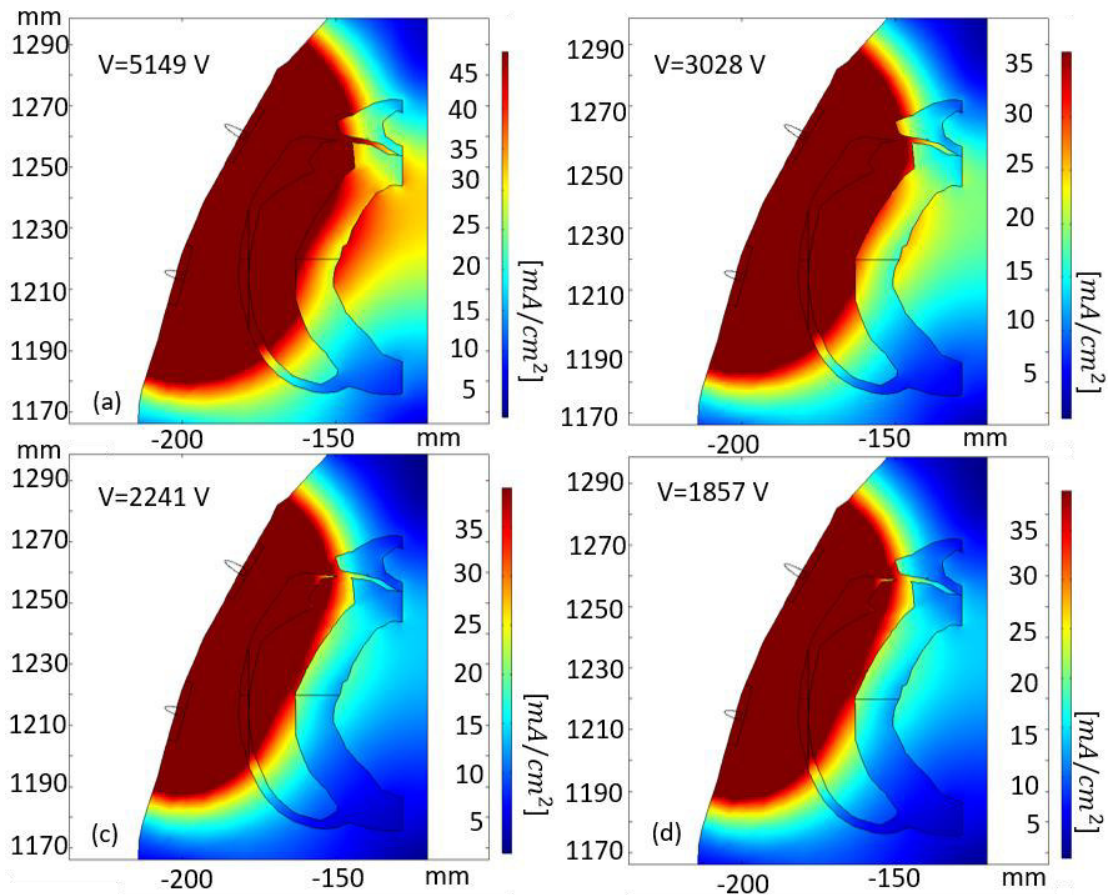


Bild 4-50 Stromdichte $J_{x,y}$ bei verschiedenen Spannungen mit einer konstanten Leitfähigkeit. Rot bezeichnet eine Stromdichte bei (a) über $47,18 \text{ mA/cm}^2$, bei (b) über $36,17 \text{ mA/cm}^2$, bei (c) über $39,12 \text{ mA/cm}^2$ und bei (d) über $36,66 \text{ mA/cm}^2$

4.3.4 Lookup-Tabelle der maximalen Stromdichte auf der Herzoberfläche

Die Berechnung der Stromdichte mit dem FEM-Modell liefert ein präzises Ergebnis. Aber die Berechnung ist aufwendig. Zur Vereinfachung der Auswertung wird eine Lookup-Tabelle (LUT) erstellt. Die Stromdichte auf der Herzoberfläche ist in dem FEM-Modell von dem Elektrodendurchmesser und dem Elektrodenabstand bei den einzelnen EIG abhängig. In der LUT dienen die beiden Variablen als Indizes für ein bestimmtes EIG. Im Anhang A wird die LUT gezeigt. Nach der Messung der Spitzenspannung eines EIG kann die maximale Stromdichte J_{max} auf der Herzoberfläche in der LUT gefunden werden.

Bei einem unbekannten EIG wird zuerst der Abstand zwischen den Elektroden gemessen und anschließend der Elektrodendurchmesser. Nach Festlegung dieser

beiden Variablen, wählt man die geeignete LUT aus. Nun kann in der Tabelle zur angelegten Spannung die maximale Stromdichte J_{max} abgelesen werden. Diese steigt mit der Erhöhung der beiden Variablen (Spannung und Elektroden­durchmesser) nach den Kapiteln 4.2.7 und 4.2.8, deshalb müssen die beiden Werte bei dem Ablesen der J_{max} in der LUT immer aufgerundet werden, damit eine Unterschätzung der Stromdichte vermieden wird (z.B. Elektroden­durchmesser 2,5 mm wird auf 3 mm gerundet).

Evaluation eines Viehtreibers mit der neuen Benchmark

Im Folgenden wird ein sogenannter Viehtreiber mit einer elektroschockerähnlichen Funktion nach dem Lookup-Tabelle-Verfahren getestet. Ein Viehtreiber ist in Deutschland ausschließlich für die Tierhaltung vorgesehen. In diesem Unterkapitel dient der Viehtreiber nur zum Test des neuen Verfahrens.

Das im Bild 4-51 dargestellte Gerät ist exemplarisch aus der Gruppe der angebotenen Viehtreiber gewählt worden. Der Abstand zwischen den Elektroden ist 3,8 cm. Der Durchmesser der Elektroden ist 4 mm.



Bild 4-51 Viehtreiber

Der Viehtreiber wird wie der Elektroschocker in dem letzten Unterkapitel mit den vier Widerständen 369 Ω , 466 Ω , 602 Ω und 996 Ω getestet. Die Stromverläufe wurden aufgenommen und im Bild 4-52 dargestellt. Die Spannungsverläufe können anhand der Stromverläufe und der Werte der Widerstände berechnet werden. Im Bild 4-53 werden die Spannungskurven gezeigt. Die Impulsfrequenz des Gerätes beträgt ca. 580 Hz.

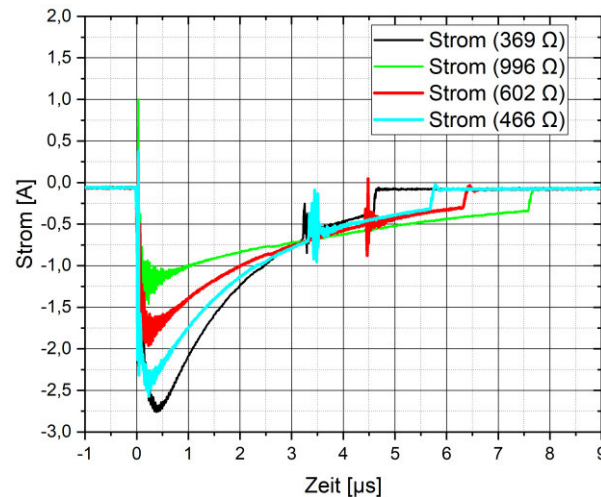


Bild 4-52 Stromverläufe bei unterschiedlichen Widerständen

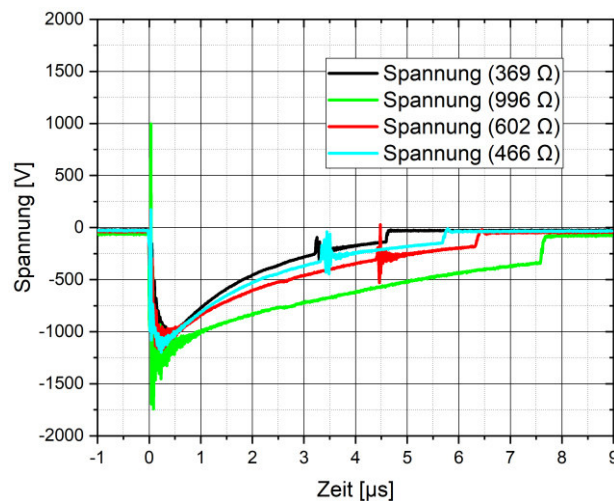


Bild 4-53 Spannungsverläufe bei unterschiedlichen Widerständen

In der Tabelle 4-10 werden die elektrischen Eigenschaften nach der Messung zusammengefasst. In der Tabelle 4-11 wird das Testergebnis mit dem SENN-Modell aufgelistet. Die kritischen Stromdichten J_k für das Herz und die $J_{k,N}$ für die Nervenzellen sinken beiden monoton mit der Erhöhung der Spannung. Es kann sehr einfach mit der S-D-Curve einer erregbaren Membran erklärt werden, denn die Spannungscurven verhalten sich wie abgeschnittene Kondensatorentladungen und sind unipolar. In der Tabelle 4-10 kann festgestellt werden, dass die Dauer eines Impulses sich mit der Steigung der Spitzenspannung erhöht. Nach der S-D-Curve sinkt die Schwelle der Stromdichte mit der Erhöhung der Impulsdauer.

Tabelle 4-10 Elektrische Eigenschaften des Viehtreibers

Widerstand [Ω]	Spitzenstrom [A]	Spitzenspannung [V]	Dauer [μs]	Ladung [μC]	Energie [J]
369	-2,761	-1019	4,6	-6,16	0,0036
466	-2,571	-1198	5,7	-6,04	0,0037
602	-1,959	-1179	6,4	-5,51	0,0033
996	-1,749	-1742	7,6	-5,30	0,0040

In der Tabelle 4-12 wird die berechnete, kritische Stromdichte J_k für die Herzmuskelzellen mit der maximale Stromdichte auf der Herzoberfläche J_{max} nach der LUT verglichen. Das Vorzeichen der Spannung hat keine Bedeutung. Es wird festgestellt, dass J_{max} auf der Herzoberfläche bei allen vier Fällen größer ist als die Schwelle J_k . Obwohl die Schwellenüberschreitung wie erwähnt kein Garant dafür ist, dass ein Herzkammerflimmern erfolgt, muss dennoch der Einsatz des Viehtreibers beim Menschen in diesem Fall als gefährlich eingestuft werden. Es muss aber auch beachtet werden, dass die Untersuchung ausschließlich dem menschlichen Sicherheitsaspekt dient, und das Ergebnis nicht auf Tiere übertragen werden kann.

Tabelle 4-11 Testergebnis mit dem SENN-Modell

Widerstände [Ω]	Schwellenfaktor Nerven	$J_{k,N}$ [mA/cm ²]	Schwellenfaktor Herz	J_k [mA/cm ²]
369	0,00415	11,46	0,09970	275
466	0,00424	10,90	0,10132	260
602	0,00470	9,21	0,11186	219
996	0,00493	8,62	0,11672	204

Tabelle 4-12 Vergleich der Schwelle mit der LUT

Widerstände [Ω]	J_k [mA/cm ²]	Gemessene Spitzen- spannung [V]	Spitzen- spannung aus LUT [kV]	J_{max} aus LUT [mA/cm ²]	I aus LUT [A]	Wider- stände aus LUT [Ω]
369	275	-1019	1,5	378	3,13	480
466	260	-1198	1,5	378	3,13	480
602	219	-1179	1,5	378	3,13	480
996	204	-1742	2	516	4,35	460

4.3.5 Diskussion

In den letzten Kapiteln wurde ein neuer Benchmark für die Evaluation der Gefährlichkeit und der Wirksamkeit eines EIG vorgestellt. Nach dem Benchmark werden die elektrischen Eigenschaften eines EIG physikalisch gemessen und in zwei computerbasierten Modellen ausgewertet. In dem menschlichen Körpermodell wird die Stromdichte auf der Herzoberfläche bei einem EIG-Einsatz berechnet. Mit dem SENN-Modell wird die Schwelle für die Stromdichte berechnet. Durch einen Vergleich der beiden Werte kann die Gefahr eines Herzkammerflimmerns bei einem bestimmten EIG kalkuliert werden.

Um die zukünftige komplizierte Berechnung mit dem FEM-Modell zu vermeiden, wurde eine Lookup-Tabelle erstellt. In der Tabelle kann die maximale Stromdichte auf der Herzoberfläche bei einer bestimmten Spitzenspannung nachgeschlagen werden.

Der Prozess der Bewertung der Wirksamkeit eines EIG erfolgt ähnlich. Ein Unterschied ist, dass die Prüfung der Wirksamkeit mit der Darstellung des Bereichs erfolgt, wo die Stromdichte über der Schwelle der A-Fasern liegt. Nach der Literatur [69] steigt die Kontraktionskraft des Muskelgewebes mit der Erhöhung des stimulierten Volumens des Körpers. Hier muss beachtet werden, dass die Kontraktionskraft aber nicht die einzige Kennzahl der Wirksamkeit ist. Eine weitere Kennzahl ist die Größe des gesamten Volumens, in dem die Muskelfasern wegen der Stimulation zusammengezogen werden. Es wird experimentell [70] nachgewiesen, dass ein EIG Rückenmarkreflex verursachen kann. D.h. der EIG-Einsatz hat in der Studie die afferenten Nervenfasern stimuliert, welche das Signal in das Zentrale Nervensystem (ZNS) geführt haben. Über das ZNS wird die Erregung dann verbreitet. Es führt dazu, dass die indirekt stimulierten Muskelfasern weit außerhalb des direkt stimulierten Bereichs liegen können. Deshalb kann die Wirksamkeit eines EIG durch der neuen Benchmark nur mit Vorsicht geprüft werden. Die Wirksamkeitsprüfung mit dem FEM-Modell lässt sich leider nicht einfach mit einer LUT ersetzen. In zukünftigen Forschungen könnte das Thema noch intensiver betrachtet werden.

Im Kapitel 11 der IEC 60479-2 2017 [5] wird die Grafik 23 dargestellt. Mit dieser Grafik kann die Schwelle eines Herzkammerflimmerns eingeschätzt werden. Leider wird in der Grafik nur die Schwelle für die Impulse mit einer Dauer zwischen 0,1 ms und 10 ms angegeben, während die Impulsdauer von den in dieser Arbeit geforschten EIG nur im μ s-Bereich liegt (die Beschussverordnung spricht nur von $\leq 0,1$ ms für die Dauer). Diese Kurve in der Norm ist eigentlich eine S-D-Curve vom Herz. Deshalb ist eine Extrapolation theoretisch möglich.

Das Ergebnis des Viehtreibers in dem letzten Unterkapitel kann mit der Vorgabe der Norm verglichen werden. Nach der Extrapolation kann berechnet werden, dass die Schwelle eines Herzkammerflimmerns mit einer 5%-Wahrscheinlichkeit für die elektrische Ladung ca. $30 \mu\text{C}$ ist, wenn ein Impuls $5 \mu\text{s}$ dauert. In der Norm (Tabelle 1) wird aber vorgeschlagen, dass die Schwelle auf 10% oder noch kleiner sinken kann, wenn mehr als 7 Impulse mit einem Abstand von weniger als 300 ms nacheinander erfolgen, was im Fall des Viehtreibers zutrifft. Deshalb kann die Ladungsschwelle auf ca. $3 \mu\text{C}$ sinken. In der Tabelle 4-10 ist die Ladung höher als die Schwelle. Der Viehtreiber kann nach der Norm als gefährlich für den Mensch eingestuft werden. D.h. die Norm bestätigt den neuen Benchmark.

Das SENN-Modell simuliert nur die Erregung einer Zelle. Eine Erregung ist nicht einem Herzkammerflimmern gleichzusetzen, weil die Schwelle eines Herzkammerflimmerns normalerweise weit über die Schwelle einer einfachen Erregung [38] liegt. Aber die Wirkungen mehrerer nacheinander folgenden Impulse können überlappen und die Schwelle eines Herzkammerflimmerns reduzieren [5]. Es führt dazu, dass die Schwelle einer Impulsreihe nur leicht über die Schwelle einer Erregung liegt [38]. Deshalb kann die von dem SENN-Modell berechnete Schwelle mit Vorsicht als die Schwelle eines Herzkammerflimmerns dienen.

Bei dem Einsatz des Benchmarks muss beachtet werden, dass die von dem SENN-Modell berechnete Schwelle stark von der Wellenform abhängig ist. Falls die Wellenform eines EIG sehr instabil ist, z.B. eine große Schwankung der Impulsdauer hat, muss die Prüfung mit mehreren Wellenformen durchgeführt werden, damit alle Situationen abgedeckt werden.

Das SENN-Modell wurde schon experimentell mit Nervenzellen [71] verifiziert, es gibt leider bis jetzt noch keine Verifizierung der Simulation der Herzmuskelzellen mit dem Modell. Das Ergebnis kann nur theoretisch bestätigt werden. Deshalb verwendet man die Prüfergebnisse des neuen Benchmarks mit einer gewissen Vorsicht. Eine experimentelle Verifizierung in der Zukunft wäre sehr hilfreich.

Der Benchmark betrachtet nur den Fall mit einer homogenen Verteilung des elektrischen Feldes. Der Grund ist, dass es unendlich viele Möglichkeiten eines inhomogenen Feldes gibt. In Einzelfällen kann die Schwelle in einem inhomogenen Feld bei einem bestimmten Einsatz von EIG berechnet werden, sonst muss ein Worst-Case für die unendlichen Möglichkeiten herausgefunden werden. Die Suche nach dem Worst-Case bleibt als Thema für zukünftige Forschungen.

Im FEM-Modell wird angenommen, dass die Elektroporation auf jeden Fall eintreten kann. Aber bei manchen sehr kurzen oder schwachen Impulsen ist die Möglichkeit

einer Elektroporation klein. Deshalb kann die Änderung der elektrischen Leitfähigkeit mit der Erhöhung der Feldstärke überbewertet werden. Es verursacht auch eine Überschätzung der Gefährlichkeit eines Herzkammerflimmerns. Im FEM-Modell wurden Menschen mit Herzkrankheiten nicht berücksichtigt. Die Schwelle kann bei solchen Personen kleiner sein als bei nicht herzkranken Menschen [44].

5 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit besteht aus zwei Teilen: die Erstellung einer technischen Anforderung für Reizstoffsprühgeräte (RSG) und die Untersuchung der Gefährdung von Menschen durch Elektroimpulsgeräte (EIG).

RSG mit einer Zulassung sind durch das Waffenrecht legitimierte Personenschutzgeräte. Die Grenzwerte wurden vom Gesetzgeber vorgeschrieben, aber die messtechnischen Details blieben weitgehend ungeklärt. Im Rahmen der Arbeit wurde eine Anforderung in Anlehnung an die TR [24] erstellt. Die im Waffenrecht nicht konkret erklärte maximale Reichweite des Sprühstrahl/Sprühnebels wurde wissenschaftlich definiert. Durch die Untersuchungen mit verschiedenen Sprühgeräten wurde nachgewiesen, dass die neue Anforderung technisch machbar ist.

Ein Elektroimpulsgerät erzeugt Hochspannungsimpulse, damit ein Angreifer dadurch temporär kampfunfähig gemacht werden kann. Die Wirksamkeit entsteht durch die Erschütterung des Muskelgewebes nach einer direkten Erregung der Muskelzellen oder durch eine Erregung der Nervenzellen, welche das Reizsignal über das Zentralnervensystem an die Muskulatur verbreiten [70]. Die Wahrscheinlichkeit, dass die zweite Variante eintritt, ist größer, weil die Schwelle der motorischen Nervenzellen kleiner ist als die elektrische Schwelle der Muskulatur [33, 34]. Wenn der Reizstrom die Schwelle der sensorischen Neuronen erreicht, wird auch ein Schmerz wahrgenommen.

Neben der Wirksamkeit eines EIG, wurde auch die Gefahr des Stroms in der Studie untersucht. Eine direkte Gefährdung vom Strom ist das lebensgefährliche Herzkammerflimmern. Stromunfälle und deren Folgen wurden in der Vergangenheit bereits intensiv von anderen Wissenschaftlern [3, 5] untersucht. Eine der wichtigsten Kriterien der Gefahr eines Herzkammerflimmerns ist dabei der Strom, der durch das Herz fließt [3]. Deren Ergebnisse können nicht direkt auf EIG übertragen werden, weil die Stromverteilung im menschlichen Körper bei einem EIG-Einsatz wegen seines kurzen Elektrodenabstand von den Untersuchungsbedingungen der anderen Studien nicht vernachlässigbar abweicht.

Eine weitere Schwierigkeit der Nutzung der vorhandenen Forschungsergebnisse ist, dass diese sich auf die lang dauernden Impulse fokussieren. In der IEC-Norm [5] werden nur die Impulse berücksichtigt, die länger als 0,1 ms dauern. Sie ist für die meisten vorhandenen EIG zu lang.

In dieser Arbeit wurde ein computerbasiertes Modell mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode (FEM) erstellt, um die Stromverteilung auf der Herzoberfläche bei einem

EIG-Einsatz zu untersuchen. Die Messung der elektrischen Leitfähigkeit der Organe war eine Voraussetzung der Modellierung. Die Studien in der Vergangenheit fokussieren sich hauptsächlich auf die elektrischen Eigenschaften der Organe im Niederspannungsbereich [64, 51]. Die elektrischen Eigenschaften im Hochspannungsbereich wurden hauptsächlich nur makroskopisch untersucht, z.B. der gesamte Widerstand usw. [56]. Im Hochspannungsbereich ändert sich mikroskopisch die Durchlässigkeit der Membran. Dieses Phänomen wird Elektroporation genannt und kann die Leitfähigkeit der Organe ändern [47]. Auch die Leitfähigkeitsänderung der Muskelzellen mit der elektrischen Feldstärke war Gegenstand der Untersuchungen. Die gemessene Kennlinie wurde in einer Partiellen-Differenzial-Gleichung (PDG) der FEM-Modellierung hinzugefügt.

In dem FEM-Modell wurde das anatomische CAD-Modell nach dem Worst-Case-Szenario angepasst. Ein elektrisches quasistatisches Modell, ein frequenzabhängiges Modell und ein Modell mit einer feldstärkeabhängigen Leitfähigkeit wurden verglichen. Nach dem Ergebnis darf der Einfluss der Frequenz und der feldstärkeabhängigen Leitfähigkeit in der Modellierung nicht vernachlässigt werden. Sonst führt es zu einer Unterschätzung der Gefährlichkeit eines Herzkammerflimmerns.

Die Kenngrößen Ausgangsspannung, Elektrodenabstand und Elektrodendurchmesser eines EIG führten über das FEM-Modell zu einer Aussage der Stromdichte auf der Herzoberfläche. Die Wellenform eines Reizsignals hat Einfluss auf die Schwelle [6]. Mit dem Nervenmodell „SENN“ fand die Berechnung der Schwelle einer bestimmten Wellenform statt. Durch einen Vergleich der in dem FEM-Modell berechneten Stromdichte und der im SENN-Modell berechneten Schwelle, konnte die Gefährlichkeit eines Herzkammerflimmerns kalkuliert werden.

Danksagung

Zunächst möchte ich mich bei meinem Doktorvater Prof. Dr. rer. nat. Meinhard Schilling, dem Leiter des Institutes für Elektrische Messtechnik und Grundlagen der Elektrotechnik (EMG) der Technischen Universität Braunschweig, herzlich bedanken. Er hat mir die Chance dieser wissenschaftlichen Arbeit vorgestellt und mich in den letzten drei Jahren umfangreich betreut. An dieser Stelle möchte ich noch den Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern des Instituts danken, insbesondere Katharina Olze, die eine gute Freundin meiner Frau und mir ist. Ihre wissenschaftliche Unterstützung, besonders in der Einstiegsphase, als ich noch nicht so tief im Thema und auch noch sehr unschlüssig war, war sehr hilfreich.

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen meiner Tätigkeit in der Arbeitsgruppe Hochspannungsmesstechnik des Fachbereichs Elektrische Energiemesstechnik (FB 2.3) der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt in Braunschweig. Mein Dank geht an den Vizepräsidenten der PTB, Herrn Hon.-Prof. Dr. Roman Schwartz, der freundlicherweise die Finanzierung des Projektes übernahm.

Dem Fachbereichsleiter FB 2.3 Prof. Dr.-Ing. Martin Kahmann, galt mein besonderer Dank. Er hat mir diese wissenschaftliche Arbeit überhaupt erst ermöglicht, immer an meinen Werdegang gedacht und uneingeschränkte Ratschläge gegeben. Ebenso geht mein Dank an Dr. Johann Meisner, meinem Arbeitsgruppenleiter „Hochspannungsmesstechnik“ und PTB-Beteuer, sowie Helmut Seifert, meinem Mentor, die mir das Vertrauen gaben, damit ich diese Arbeit übernehmen durfte; und mich in den letzten Jahren fachlich und privat mit Rat und Tat unterstützt haben.

Mein Dank gilt außerdem allen Kollegen im Fachbereich FB 2.3 für die konstruktive Zusammenarbeit, die Hilfe, die harmonische Arbeitsatmosphäre und noch die schöne Zeit nach der Arbeit. Besonders jedoch Stephan Passon wegen seines zusätzlichen wissenschaftlichen Beitrags in meiner Studie.

Besonders Dank sagen möchte ich allen, die mir bei den sprachlichen und fachlichen Korrekturen meiner Dissertation geholfen haben. Insbesondere ist Helmut Seifert, der mir unglaublich viel Geduld geschenkt hat und von Wort zu Wort mein Manuskript verbessert hat.

Während der Forschungstätigkeit durfte ich Dr. J. Patrick Reilly aus den USA, Prof. Dr. rer. nat. Olaf Dössel im Karlsruher Institut für Technologie und Prof. Dr. med. Ulrich Weber vom Klinikum Braunschweig kennenlernen. Ich danke für die guten Gespräche und den Wissensaustausch. Mein Dank geht auch an Maja Walz von der Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover für ihre Organisation meiner Messprobe.

Ich möchte mich noch bei der Braunschweig International Graduate School of Metrology und allem deren Mitgliedern für die nette Zeit des akademischen und überfachlichen Trainings bedanken. Ich danke noch alle Studentinnen, deren Abschlussarbeiten und Praktika von mir betreut wurden und damit auch zum Gelingen dieser Arbeit beitrugen.

Nicht zuletzt, bedanke ich mich bei meiner Frau Ying Su nicht nur für ihren technischen und akademischen Beitrag in meiner Forschung, sondern auch für die psychologische Unterstützung während der ganzen drei Jahre und bei meiner Familie in China für die private Unterstützung und das Verständnis. Ohne sie hätte die Studie nicht zu Ende gebracht werden können.

Xiaofei Guo

6 Abkürzungsverzeichnis

B

BeschussG *Beschussgesetz*
 BeschussV *Beschussverordnung*
 BKA *Bundeskriminalamt*

C

CN *Chloracetophenon*
 CS *Ortho-Chlorbenzalmalondinitril*

E

EIG *Elektroimpulsgeräte*

F

FEM *Finite-Elemente-Methode*
 F-H-Modell *Frankenhaeuser-Huxley-Modell*
 fps *frames per second*

H

H-H-Modell *Hodgkin-Huxley-Modell*

I

ICt50 *incapacitating concentration*

L

LCt50 *lethal concentration*

LUT *Lookup-Tabelle*

P

PDG *Partielle Differenzialgleichung*
 PTB *Physikalisch-Technische Bundesanstalt*

R

RSG *Reizstoffsprühgeräte*

S

S-D Curve *Strength-Duration Curve*
 SENN *Spatially Extended Nonlinear Node*

T

TR *Technische Richtlinie für Reizstoffsprühgeräte
 (der Polizeien der Länder und des Bundes)*

W

WaffG *Waffengesetz*

Z

ZNS *das Zentrale Nervensystem*

Literaturverzeichnis

- [1] Allgemeine Verordnung zum Beschussgesetz, 13.07.2006.
- [2] IEC, IEC 62792:2015 Measurement method for the output of electroshock weapons, IEC, 2015.
- [3] G. Biegelmeier, Wirkungen des elektrischen Stroms auf Menschen und Nutztiere, Berlin und Offenbach: VDE-Verlag, 1986.
- [4] J. P. Reilly, Applied Bioelectricity: From Electrical Stimulation to Electropathology, Springer, 1998.
- [5] IEC, IEC TS 60479-2: 2017 Effects of current on human beings and livestock part 2, IEC, 2017.
- [6] D. J. Reinemann, L. E. Stetson und N. K. Laughlin, „Dairy Cow Sensitivity and Aversion to Short Duration Transient Currents,“ in *ASAE Annual International Meeting*, 1996.
- [7] T. Budinger, H. Fischer, D. Hentschel, H. Reinfelder und F. Schmitt, „Physiological effects of fast oscillating magnetic field gradients,“ *J Comput Assist Tomogr.*, pp. 909-914, 1991.
- [8] A. L. Hodgkin und A. F. Huxley, „A Quantitative Description of Membrane Current and its Application to Conduction and Excitation in Nerve,“ *The Journal of Physiology*, Bd. 117, pp. 500-544, 1952.
- [9] G. Weiss, „Sur la possibilité de rendre comparables entre eux les appareils servant a l'excitation électrique,“ *Arch Ital Biol*, pp. 413-446, 1901.
- [10] J. P. Reilly und A. M. Diamant, *Electrostimulation: Theory, Applications, and Computational Model*, Artech House, 2011.
- [11] E. Apel, *Waffenrecht* 2. Auflage, Deutscher Gemeindeverlag und Verlag W.Kohlhammer GmbH, 1977.
- [12] Wikipedia, „Wikipedia ω-Chloracetophenon,“ Wikipedia, [Online]. Available: <https://de.wikipedia.org/wiki/%CE%A9-Chloracetophenon>. [Zugriff am 10 2018].

- [13] S. L. Hoenig, *Compendium of Chemical Warfare Agents*, Springer, 2007.
- [14] Wikipedia, „Wikipedia 2-Chlorbenzylidenmalonsäuredinitril,“ Wikipedia, [Online]. Available: <https://de.wikipedia.org/wiki/2-Chlorbenzylidenmalons%C3%A4uredinitril>. [Zugriff am 10 2018].
- [15] Industrie-Gemeinschaft Aerosole e.V., „Aerosole Faszination Spraydose,“ [Online]. Available: https://www.aerosolverband.de/fileadmin/media/dokumente/Spraydose/IGA_-_Faszination_Spraydose.pdf. [Zugriff am 9 1 2019].
- [16] B. Gracner und D. Pahor, „Bilateral eye injury caused by a high-pressure water jet from a fire hose,“ *Wien Klin Wochenschr*, 2001.
- [17] D. Landau und D. Berson, „High-Pressure Directed Water Jets as a Cause of Severe Bilateral Intraocular Injuries,“ *American Journal of Ophthalmology*, Bd. 120, pp. 542-543, 1995.
- [18] J. Acheson, D. Wong und A. Chignell, „Eye injuries caused by directed jets of water from a fire hose,“ *British Medical Journal*, Bd. 294, pp. 481-482, 1987.
- [19] S. Duma, „Eye injury risk from water stream impact: Biomechanically based design parameters for water toy and park design,“ *Current Eye Research*, pp. 279-285, 2012.
- [20] Erste Verordnung zum Waffengesetz, 1972.
- [21] H.-W. Vohr, *Toxikologie: Band 2 - Toxikologie der Stoffe*, Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2010.
- [22] J. Langenhan, „Chemische Kampfmittel,“ [Online]. Available: www.Feuerwehr-Halle.de. [Zugriff am 2016].
- [23] M. Daunderer, *Klinische Toxikologie*, 2006.
- [24] Polizeitechnisches Institut der Deutschen Hochschule der Polizei, *Technische Richtlinie (TR) Reizstoff-Sprühgeräte (RSG) mit Oleoresin Capsicum (OC) oder Pelargonsäure-vanillylamid (PAVA)*, Münster, 2008.
- [25] *Waffengesetz, Deutschland: Bundesregierung*, 2015.

- [26] Physikalisch-Technische Bundesanstalt, *Anforderungen und Prüfregeln zur Zulassung von Elektroimpulsgeräten (Distanzlosgeräten)*, Braunschweig, 2011.
- [27] „Anlage V Grenzwerte für Elektroimpulsgeräte nach § 15 Abs. 5,“ in *Bundesgesetzblatt Bundesgesetzblatt Teil II 2006 Nr. 32*, 1525, Bundesanzeiger Verlag, 2016, p. 1524.
- [28] H. Patton, „Special properties of nerve trunks and tracts,“ in *Neurophysiology*, Philadelphia, 1968.
- [29] Clker-Free-Vector-Images, „pixabay,“ 14 4 2014. [Online]. Available: <https://pixabay.com/de/neuron-nervenzelle-axon-dendrit-296581/>. [Zugriff am 8 1 2019].
- [30] G. Siegel, B. Agranoff und R. Albers, „The Myelin Sheath,“ in *Basic Neurochemistry: Molecular, Cellular and Medical Aspects*, 1999.
- [31] A. Lassek, „The human pyramidal tract,“ *Journal of Comparative Neurology*, pp. 217-225, 1942.
- [32] T. C. Ruch, *Neurophysiology*, Philadelphia: Saunders, 1968.
- [33] R. Harris, „Chronaxy,“ in *Electrodiagnosis and Electromyography*, New Haven, 1971.
- [34] W. Thicaloff, „Motor points,“ in *Electrodiagnosis and Elektromyography*, New Haven, 1971, pp. 153-170.
- [35] A. Gad, A. Jonathan und G. Inbar, „Optimization of Pulse Duration and Pulse Charge During Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation,“ *Australian Journal of Physiotherapy*, Bd. 29, pp. 195-201, 1983.
- [36] W. Larkin und P. Reilly, „Strength/duration relationships for electrocutaneous sensitivity: Stimulation by capacitive discharges,“ *Perception & Psvrhophvsics*, pp. 68-78, 1984.
- [37] I. Pearce, J. Bourland, W. Neilsen, L. Geddes und M. Voelz, „Myocardial Stimulation with Ultrashort Duration Current Pulses,“ *Pacing Clin Electrophysiol*, pp. 52-58, 1982.
- [38] T. Sugimoto, S. F. Schaal und A. G. Wallace, „Factors Determining Vulnerability to Ventricular Fibrillation Induced by 60-CPS Alternating Current,“ *Circulation Research*, pp. 601-608, 1967.

- [39] B. Frankenhaeuser und A. F. Huxley, „The action potential in the myelinated nerve fibre of *Xenopus laevis* as computed on the basis of voltage clamp data,“ *The journal of physiology*, Bd. 171, pp. 302-315, 1964.
- [40] D. R. McNeal, „Analysis of a Model for Excitation of Myelinated Nerve,“ *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, pp. 329-337, 1976.
- [41] J. Reilly, V. Freemann und W. Larkin, „Sensory effects of transient electrical stimulation-evaluation with a neuroelectric model,“ *IEEE Transactions on biomedical engineering*, p. 1001, 1985.
- [42] L. Geddes, „The Conditions Necessary for the electrical Induction of Ventricular Fibrillation,“ in *Electrical Shock Safety Criteria*, 1985.
- [43] D. Lakkireddy, „Effects of Cocaine Intoxication on the Threshold for Stun Gun Induction of Ventricular Fibrillation,“ *Journal of the american college of cardiology*, pp. 805-811, 24 Jul 2006.
- [44] A. Watson und J. Wright, „Electrical thresholds for ventricular fibrillation in man,“ *The medical journal of Australia*, pp. 1179-1182, 16 June 1973.
- [45] Y. C. James C. Weaver, J. C. Weaver und Y. Chizmadzhev, „Theory of electroporation: A Review,“ *Bioelectrochemistry and Bioenergetics*, Bd. 41, pp. 135-160, 1996.
- [46] S. Čorović, A. Županič, S. Kranjc, B. A. Sakere, A. Leroy-Willig, L. M. Mir und D. Miklavčič, „The influence of skeletal muscle anisotropy on electroporation: in vivo study and numerical modeling,“ *Med Biol Eng Comput*, pp. 637-648, 2010.
- [47] M. Pavlin, „Effect of Cell Electroporation on the Conductivity of a Cell Suspension,“ *Biophysical Journal*, Bd. 88, pp. 4378-4390, June 2005.
- [48] S. Gabriel, R. Lau und C. Gabriel, „The dielectric properties of biological tissue: II,“ *Phys Med Biol*, Bd. 41, pp. 2251-2259, 1996.
- [49] N. Furuyar und H. Kanaik, „Electrical Time Constant of Cell,“ *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006*, pp. 2677-2681, August 2006.

- [50] R. E. Neal, . P. A. Garcia, . J. L. Robertson und R. V. Davalos, „Experimental Characterization of Intrapulse Tissue Conductivity Changes for Electroporation,“ *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 3 September 2011.
- [51] S. Grimnes und Ø. G. Martinsen, *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*, Bd. 2, Academic Press, 2008.
- [52] T. Sullivan, W. Eaglstein, S. Davis und P. Mertz, „The pig as a model for human wound healing,“ *Wound Repair and Regeneration Wound Repair*, pp. 66-76, 3 2001.
- [53] R. Geronemus, P. Mertz und W. Eaglstein, „Wound Healing: the Effects of topical antimicrobial agents,“ *Arch Dermatol.*, pp. 1311-1314, 1979.
- [54] W. Meyer, R. Schwarz und K. Neurand, „The skin of domestic mammals as a model for the human skin, with special reference to the domestic pig,“ *Curr Probl Dermatol*, pp. 39-52, 1978.
- [55] X. Guo, M. Wang, M. Schilling und J. Meisner, „Potential of Animal Tissue to Replace Human Subjects in High-Voltage Safety Investigations,“ in *VDE High Voltage Technology 2018*, Berlin, Germany, 2017.
- [56] S. Grimnes, „Dielectric breakdown of human skin in vivo,“ *Med Biol Eng Comput*, Nr. 21, pp. 378-381, 1983.
- [57] N. Mitsuhashi, K. Fujieda, T. Tamura, S. Kawamoto, T. Takagi und K. Okubo, „BodyParts3D: 3D structure database for anatomical concepts,“ *Nucleic Acids Res.*, 2019.
- [58] D. Panescu, M. Kroll, C. Iverson und M. Brave, „The Sternum as an Electrical Shield,“ in *36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2014.
- [59] P. S. Rahko, „Evaluation of the Skin-To-Heart Distance in the Standing Adult by Two-Dimensional Echocardiography,“ *Journal of the American Society of Echocardiography*, Bd. 21, Nr. 6, pp. 761-764, 2008.
- [60] W. C. Johnson, *Transmission Lines and Networks*, 1963.
- [61] S. Gabriel und C. Gabriel, „Dielectric Properties of Body Tissues,“ 2018. [Online]. Available: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/servdoc.htm>.

- [62] J. Schenck, „Role of magnetic susceptibility in MRI,“ *Medical Physics*, pp. 815-850, June 1996.
- [63] D. W. Knight, „Practical continuous functions for the internal impedance of solid cylindrical conductors,“ 2016. [Online]. Available: G3YNH. info (<https://chemandy.com/calculators/round-wire-ac-resistance-calculator.htm>).
- [64] S. Gabriel, „The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz,“ *Phys. Med. Biol.*, Bd. 41, pp. 2251-2269, 1996.
- [65] T. Gowrishankar, A. Esser und K. Smith, „In silico estimates of cell electroporation by electrical incapacitation waveforms,“ *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2009.
- [66] D. Dawes, J. Ho, M. Kroll und J. Miner, „Electrical characteristics of an electronic control device under a physiologic load: a brief report.,“ *Pacing Clin Electrophysiol*, 2010.
- [67] G. Biegelmeier, „New Knowledge on the Impedance of the Human Body,“ in *Electrical Shock Safety Criteria*, 1985.
- [68] J. P. Reilly, A. M. Diamant und J. Comeaux, „Dosimetry considerations for electrical stun devices,“ *Physics in Medicine and Biology*, p. 1319–1335, 2009.
- [69] C. W. Beason, J. R. Jauchem, J. E. Parker, D. A. Fines und C. Clark, „Pulse Variations of a Conducted Energy Weapon (Similar to the TASER® X26 Device): Effects on Muscle Contraction and Threshold for Ventricular Fibrillation,“ *Journal of Forensic Sciences*, pp. 1113-1118, 2009.
- [70] F. Despa, S. Basati, Z.-D. Zhang, J. D’Andrea, J. P. Reilly, E. N. Bodnar und R. C. Lee, „Electromuscular Incapacitation Results From Stimulation of Spinal Reflexes,“ *Bioelectromagnetics*, pp. 411-421, 2009.
- [71] A. Šarolić, Z. Živković und J. P. Reilly, „Measurement and simulation of unmyelinated nerve electrostimulation: Lumbricus terrestris experiment and numerical model,“ *Physics in Medicine & Biology*, Bd. 61, p. 4364–4375, 2016.

- [72] Wikipedia, „Nervensystem,“ [Online]. Available: <https://de.wikipedia.org/wiki/Nervensystem>. [Zugriff am 8 11 2018].
- [73] Wikipedia, „Nervenzelle,“ [Online]. Available: <https://de.wikipedia.org/wiki/Nervenzelle>. [Zugriff am 2018 11 09].
- [74] D. Boinagrov, J. Loudin und D. Palanker, „Strength–Duration Relationship for Extracellular Neural Stimulation: Numerical and Analytical Models,“ *Journal of neurophysiology*, Bd. 104, pp. 2236-2248, 2010.
- [75] G. Biegelmeier, „New Experiments with Regard to Basic Safety Measures for electrical Equipment and Installations,“ in *Electrical Shock Safety Criteria*, 1985.
- [76] L. Geddes, „The small heart and the critical mass for ventricular fibrillation,“ *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 23, pp. 196-197, 2004.
- [77] S. Grimnes und Ø. G. Martinsen, *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*, Academic Press, 2000.
- [78] G. Valentin, „Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values (ICRP Publication 89),“ *Annals of the ICRP*, Bd. 32, Nr. 3-4, 2002.
- [79] M. Kroll und W. Gregory, „Ventricular Fibrillation Threshold of Rapid Short Pulses,“ in *33rd Annual International Conference of the IEEE EMB*, Boston, 2011.
- [80] M. Kroll, „TASER conducted electrical weapons,“ in *Clinical Forensic Medicine: A Physician's Guide*, Humana Press, 2011, pp. 233-276.
- [81] W. Rogers, J. Merritt, J. Comeaux und C. Kuhnel, „Strength-duration curve for an electrically excitable tissue extended down to near 1 nanosecond,“ *IEEE Transactions on Plasma Science*, Bd. 32, Nr. 4, pp. 1587-1599, 2004.
- [82] G. Walcott und M. Kroll, „Ventricular Fibrillation Threshold of Rapid Short Pulses,“ *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, August-September 2011.
- [83] G. Winter, *A study of wound healing in the domestic pig*, Birbeck College, University of London, 1966.

- [84] T.-J. Wu und M. Yashima, „Relation Between Cellular Repolarization Characteristics and Critical Mass for Human Ventricular Fibrillation,“ *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, Bd. 10, Nr. 8, pp. 1077-1086, 1999.
- [85] D. L. McMenamin, *The Garden of Ediacara: Discovering the First Complex Life*, Columbia University Press, 2000.

7 Anhang A – Lookup-Tabelle der maximalen Stromdichte

Tabelle 7-1 LUT-Elektrodenabstand 5 cm, Elektrodendurchmesse 1 mm

Durchmesser [mm]	Spitzenspannung [kV]	J_{max} [mA/cm ²]	I [A]	Berechneter Widerstände [kΩ]
1	0,5	34	0,26	1,90
	1	74	0,58	1,72
	1,5	118	0,92	1,63
	2	163	1,28	1,57
	2,5	209	1,64	1,52
	3	256	2,02	1,49
	3,5	303	2,40	1,46
	4	349	2,79	1,43
	4,5	396	3,19	1,41
	5	442	3,59	1,39
	5,5	488	3,99	1,38
	6	534	4,40	1,36
	6,5	580	4,81	1,35
	7	625	5,23	1,34
	7,5	671	5,65	1,33
	8	716	6,07	1,32

Tabelle 7-2 LUT-Elektrodenabstand 5 cm, Elektrodendurchmesse 2 mm

Durchmesser [mm]	Spitzenspannung [kV]	J_{max} [mA/cm ²]	I [A]	Berechneter Widerstände [kΩ]
2	0,5	62	0,48	1,04
	1	137	1,07	0,94
	1,5	216	1,70	0,88
	2	297	2,36	0,85
	2,5	378	3,04	0,82
	3	459	3,74	0,80
	3,5	538	4,45	0,79
	4	618	5,18	0,77
	4,5	697	5,92	0,76
	5	775	6,67	0,75
	5,5	852	7,43	0,74
	6	930	8,20	0,73
	6,5	1006	8,98	0,72
	7	1083	9,76	0,72
	7,5	1160	10,55	0,71
	8	1239	11,35	0,70

Tabelle 7-3 LUT-Elektrodenabstand 5 cm, Elektroden Durchmesser 3 mm

Durchmesser [mm]	Spitzenspannung [kV]	J_{max} [mA/cm ²]	I [A]	Berechneter Widerstände [kΩ]
3	0,5	86	0,50	1,01
	1	189	1,10	0,91
	1,5	297	1,76	0,85
	2	405	2,44	0,82
	2,5	513	3,16	0,79
	3	620	3,89	0,77
	3,5	728	4,64	0,75
	4	837	5,40	0,74
	4,5	946	6,18	0,73
	5	1055	6,96	0,72
	5,5	1165	7,76	0,71
	6	1274	8,57	0,70
	6,5	1385	9,38	0,69
	7	1497	10,21	0,69
	7,5	1616	11,04	0,68
	8	1738	11,88	0,67

Tabelle 7-4 LUT-Elektrodenabstand 5 cm, Elektrodendurchmesse 4 mm

Durchmesser [mm]	Spitzenspannung [kV]	J_{max} [mA/cm ²]	I [A]	Berechneter Widerstände [kΩ]
4	0,5	109	0,87	0,57
	1	240	1,93	0,52
	1,5	375	3,08	0,49
	2	511	4,29	0,47
	2,5	646	5,55	0,45
	3	780	6,84	0,44
	3,5	915	8,16	0,43
	4	1052	9,51	0,42
	4,5	1189	10,88	0,41
	5	1326	12,27	0,41
	5,5	1463	13,69	0,40
	6	1605	15,11	0,40
	6,5	1754	16,56	0,39
	7	1902	18,02	0,39
	7,5	2052	19,49	0,38
	8	2203	20,98	0,38

Tabelle 7-5 LUT-Elektrodenabstand 4 cm, Elektrodendurchmesse 1 mm

Durchmesser [mm]	Spitzenspannung [kV]	J_{max} [mA/cm ²]	I [A]	Berechneter Widerstände [kΩ]
1	0,5	34	0,26	1,89
	1	75	0,58	1,72
	1,5	119	0,92	1,62
	2	164	1,28	1,56
	2,5	211	1,65	1,52
	3	257	2,02	1,48
	3,5	304	2,41	1,45
	4	350	2,80	1,43
	4,5	396	3,20	1,41
	5	442	3,60	1,39
	5,5	488	4,00	1,37
	6	533	4,42	1,36
	6,5	579	4,83	1,35
	7	624	5,25	1,33
	7,5	668	5,67	1,32
	8	713	6,09	1,31

Tabelle 7-6 LUT-Elektrodenabstand 4 cm, Elektrodendurchmesse 2 mm

Durchmesser [mm]	Spitzenspannung [kV]	J_{max} [mA/cm ²]	I [A]	Berechneter Widerstände [kΩ]
2	0,5	61	0,49	1,03
	1	135	1,08	0,93
	1,5	214	1,17	1,28
	2	294	2,38	0,84
	2,5	375	3,08	0,81
	3	456	3,79	0,79
	3,5	538	4,51	0,78
	4	619	5,25	0,76
	4,5	700	6,00	0,75
	5	781	6,76	0,74
	5,5	862	7,53	0,73
	6	943	8,31	0,72
	6,5	1024	9,10	0,71
	7	1106	9,90	0,71
	7,5	1188	10,70	0,70
	8	1270	11,51	0,70

Tabelle 7-7 LUT-Elektrodenabstand 4 cm, Elektroden Durchmesser 3 mm

Durchmesser [mm]	Spitzenspannung [kV]	J_{max} [mA/cm ²]	I [A]	Berechneter Widerstände [k Ω]
3	0,5	87	0,67	0,74
	1	191	1,50	0,67
	1,5	300	2,39	0,63
	2	409	3,33	0,60
	2,5	517	4,30	0,58
	3	627	5,29	0,57
	3,5	737	6,32	0,55
	4	848	7,36	0,54
	4,5	958	8,42	0,53
	5	1070	9,49	0,53
	5,5	1182	10,58	0,52
	6	1294	11,68	0,51
	6,5	1407	12,80	0,51
	7	1522	13,92	0,50
	7,5	1645	15,05	0,50
	8	1768	16,20	0,49

Tabelle 7-8 LUT-Elektrodenabstand 4 cm, Elektroden Durchmesser 4 mm

Durchmesser [mm]	Spitzenspannung [kV]	J_{max} [mA/cm ²]	I [A]	Berechneter Widerstände [kΩ]
4	0,5	109	0,88	0,57
	1	241	1,96	0,51
	1,5	378	3,13	0,48
	2	516	4,35	0,46
	2,5	655	5,63	0,44
	3	795	6,95	0,43
	3,5	934	8,29	0,42
	4	1075	9,67	0,41
	4,5	1217	11,06	0,41
	5	1358	12,48	0,40
	5,5	1502	13,92	0,40
	6	1649	15,37	0,39
	6,5	1802	16,84	0,39
	7	1954	18,33	0,38
	7,5	2104	19,82	0,38
	8	2259	21,33	0,38

8 Anhang B – Anforderung für Reizstoffsprühgeräte

Anforderung für Reizstoffsprühgeräte

Physikalisch-Technische Bundesanstalt
Arbeitsgruppe für Hochspannungsmesstechnik (AG 2.32)
Bundesallee 100
38116 Braunschweig
Tel.: +49 (0) 531 592-2312, Fax: +49 (0) 531 592-69 2312,
E-Mail: hochspannungsmesstechnik@ptb.de

Die Anforderung an Reizstoffsprühgeräte (RSG) für die innerstaatliche Bauartzulassung entspricht den anerkannten Regeln der Technik, der technischen Richtlinie für Reizstoffsprühgeräte der Polizeien der Länder und des Bundes und die daraus entwickelten Forderungen der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt (PTB) für Konstruktion und Prüfung von Reizstoffsprühgeräten (RSG). Es handelt sich dabei um Geräte, die eine Druckgaspackung (Spraydose) mit gelöstem Reizstoff und einem Treibmittel enthalten, deren Inhalt über eine Sprüheinrichtung in Form eines Sprühstrahles oder Sprühnebels freigesetzt werden kann. Die hier beschriebenen Geräte sind ausschließlich als Personenschutzgeräte bestimmt und können auch zur Tierabwehr eingesetzt werden.

Die Zulassung wird von der PTB-Konformitätsbewertungsstelle (KBS), Sachgebiet Elektroimpulsgeräte und Reizstoffsprühgeräte erteilt und gilt nur im Bereich der Bundesrepublik Deutschland. Die Bauart eines RSG, welches von den nachfolgenden Anforderungen abweicht, wird zugelassen, wenn die Anforderungen der Beschussverordnung oder die gleiche Sicherheit auf andere Weise nachgewiesen werden.

Prüfungen an Reizstoffsprühgeräten im Rahmen der Bauartzulassung können außer durch die PTB auch durch eine autorisierte Institution, z.B. einem akkreditierten Laboratorium erfolgen. Die Prüfungen sollen vorzugsweise beim Hersteller durchgeführt werden. Der Hersteller hat zusätzlich zu den hier genannten Anforderungen auch ein Qualitätsmanagementsystem und entsprechende Endprüfungen vorzusehen.

Inhalt

1	Allgemeines.....	3
1.1	Rechtliche Grundlagen und technische Richtlinie	3
1.2	Mitgeltende Unterlagen	3
1.3	Verwendung	3
1.4	Anwendungsbereich der Anforderung	4
1.5	Qualifikation	4
1.6	Prüfung von Reizstoff-Sprühgeräten, s. auch Anhang 1	4
1.6.1	Zuständigkeit	4
1.6.2	Nachweis der Forderungen	4

1.6.3	Zulassung	5
1.6.4	Prüfbericht	5
1.6.5	Gültigkeit der Bauartzulassung	5
1.6.6	Technische Dokumentation für das Zulassungsverfahren	5
2	Technische Forderungen	6
2.1	Allgemeine Forderungen	6
2.2	Geräteausführung	6
2.3	Gewährleistung	7
2.4	Kennzeichnung	7
3	Forderungen an die Inhaltsstoffe	7
3.1	Entsorgung	7
3.2	Reizstoff	7
3.3	Zusammensetzung der Inhaltsstoffe	7
3.4	Langzeitverhalten	8
Anhang 1	9
Anhang 2	13
Anhang 3	14
Anhang 4	15
Anhang 5	16
Anhang 6	17

Erstellt durch: H. Seifert X. Guo Am: 26.01.2018	Freigegeben durch: GF-KBS <i>AS65</i> Am: <i>14.02.2018</i>	Genehmigt durch: Sektorleiter 1 <i>15.2</i> Am:	Version 1
--	---	---	-----------

1 Allgemeines

1.1 Rechtliche Grundlagen und technische Richtlinie

Für Reizstoffsprühgeräte gelten insbesondere:

- Waffengesetz: §§ 1, 2, 3 WaffG; Anlage 1 zu § 1 Abs. 4 WaffG: Abschnitt 1 Unterabschnitt 1 Nr. 5; Unterabschnitt 2 Nr. 1.2.2 u. 1.2.3, Anlage 2 (zu § 2 Abs. 2 bis 4 WaffG): Abschnitt 1 Nr. 1.3.5
- Beschuss-Gesetz: §§ 8, 9, 16, 18, 19, 20 BeschG
- Beschuss-Verordnung: §§ 15, 16, 18, 19, 20, 21 BeschV; Anlagen I, II und IV zur BeschV
- Die Technische Richtlinie für Reizstoffsprühgeräte der Polizeien der Länder und des Bundes

1.2 Mitgeltende Unterlagen

In der jeweils gültigen Fassung sind insbesondere folgende oder gleichwertige Unterlagen anzuwenden:

- Gesetz zum Schutz vor gefährlichen Stoffen (Chemikaliengesetz - ChemG)
- Verordnung zum Schutz vor Gefahrstoffen (Gefahrstoffverordnung - GefStoffV)
- Verordnung (EG) Nr. 1907/2006 des Europäischen Parlaments und des Rates vom 18. Dezember 2006 zur Registrierung, Bewertung, Zulassung und Beschränkung chemischer Stoffe (REACH), zur Schaffung einer Europäischen Chemikalienagentur, zur Änderung der Richtlinie 1999/45/EG und zur Aufhebung der Verordnung (EWG) Nr. 793/93 des Rates, der Verordnung (EG) Nr. 1488/94 der Kommission, der Richtlinie 76/769/EWG des Rates sowie der Richtlinien 91/155/EWG, 93/67/EWG, 93/105/EG und 2000/21/EG der Kommission
- Technische Regeln Druckgase - TRG 300 - Besondere Anforderungen an Druckgasbehälter (Druckgaspackungen)
- Sicherheitsdatenblatt gem. ISO 11014:2009
- Druckgeräteverordnung
- Produktsicherheitsgesetz
- Richtlinie 2014/68/EU über Druckgeräte

1.3 Verwendung

Reizstoff-Sprühgeräte können als Hilfsmittel zum Schutz vor angreifenden Personen und Tieren eingesetzt werden. Durch die Verwendung von Reizstoffen sollen diese auf Distanz gehalten und ggf. in ihrer Handlungsfähigkeit eingeschränkt werden.

1.4 Anwendungsbereich der Anforderung

Diese Anforderung dient der PTB-KBS als Arbeits- und Handlungsgrundlage mit dem Ziel, eine Bauartzulassung für ein Reizstoffsprühgerät zu erteilen. Gleichzeitig soll diese Richtlinie als Leitfaden bei der Konstruktion und Prüfung von RSG dienen.

1.5 Qualifikation

Hersteller von RSG kann nur sein, wer ein Qualitätsmanagementsystem (QM) unterhält und durch regelmäßige Audits seinen Fertigungsprozess und die Rückführung der Messmittel auf nationale Normale nachweist.

1.6 Prüfung von Reizstoff-Sprühgeräten, s. auch Anhang 1

1.6.1 Zuständigkeit

Die Prüfung von RSG erfolgt in der PTB-Braunschweig in Zusammenarbeit mit der in Anhang 5 genannten Prüfstelle. Bei Fragen zur Durchführung der Prüfungen ist die Physikalisch-Technische Bundesanstalt verantwortlich. Prüfungen werden möglichst durch die in Anhang 5 genannte Prüfstelle beim Antragsteller vor Ort durchgeführt.

1.6.2 Nachweis der Forderungen

Der Antragsteller von Reizstoff-Sprühgeräten hat den Nachweis zu erbringen, dass die Forderungen aus Pkt. 1.1 und der Inhalt dieser Richtlinie erfüllt werden. Anstelle der in Anhang 5 genannten Prüfstelle wird auch eine vergleichbare andere amtliche Einrichtung eines EU-Staates anerkannt, sofern diese Einrichtung die zur Durchführung der geforderten Prüfungen Personen notwendige Fach- und Sachkunde aufweist.

Die Fach- und Sachkunde dieser Einrichtung muss vom Hersteller nachgewiesen werden. Die PTB-KBS behält sich vor, die Fachkunde der mit der Prüfung beauftragten Personen zu verifizieren.

Der Antragsteller muss bei der Zulassungsstelle eine Beschreibung des Reizstoff-Sprühgeräts (Material, Aufbau, Füllmenge, etc.) einreichen.

Werden vom Antragsteller Ersatzdosen für einen bestimmten Gerätetyp angeboten, hat er für diese Kombination die Erfüllung der in der Anforderung aufgestellten Forderungen durch ein Prüfzeugnis nachzuweisen.

Zur Prüfung ist eine Probe bestehend aus mehreren Reizstoff-Sprühgeräten eines Modells bei der PTB einzureichen.

1.6.3 Zulassung

Eine Zulassung im Sinne dieser Anforderung wird durch die PTB-KBS, Sachgebiet Elektroimpulsgeräte und Reizstoffsprühgeräte ausgestellt. Werden nicht alle Forderungen von einem Reizstoff-Sprühgerät erfüllt, so kann der Antragsteller sein Produkt nachbessern.

Sofern alle Anforderungen nach den Nummern 2.1, 2.2 (gerätespezifisch), 3.1 bis 3.4 einschließlich Anhang 1 dieser Anforderung für einen Gerätetyp erfolgreich abgeschlossen sind, erstellt die PTB-Konformitätsbewertungsstelle einen Zulassungsschein mit Anlagen. Aus dem Zulassungsschein muss erkennbar sein, dass dieser nur für das geprüfte Reizstoff-Sprühgeräte-Modell gilt.

Der Zulassungsschein enthält mindestens folgende Angaben:

- Name und Anschrift des Auftraggebers
- Hersteller und Herstellungsort des Reizstoff-Sprühgeräts
- Modellbezeichnung evtl. Typbezeichnung
- Angabe der Prüfanforderungen (Bezeichnung der Anforderung mit Ausgabedatum)
- Nummer und Veröffentlichungsdatum des Zulassungsscheins
- Dienstsiegel und Unterschrift
- Hinweise zum RSG.

1.6.4 Prüfbericht

Der Prüfbericht, der entweder durch die PTB selbst oder einer von ihr beauftragten, unabhängigen, akkreditierten Institution erstellt wird, muss Aufschluss über den gesamten Prüfablauf geben. Die allgemeinen Angaben sind in Anhang 2 geregelt.

1.6.5 Gültigkeit der Bauartzulassung

Die Bauartzulassung erstreckt sich nur dann auf nachfolgend gefertigte Reizstoff-Sprühgeräte, wenn diese der geprüften Probe entsprechen und die allgemeinen Zertifizierungsbedingungen (Anlage der Konformitätsbewertungsstelle (siehe www.kbs.ptb.de) vom Antragsteller anerkannt werden.

Die Gültigkeit erlischt, wenn:

- Veränderungen oder Modifizierungen des Herstellungsprozesses und der Materialien vorgenommen werden, die zu einer Beeinflussung der Produktkonformität führen können
- eine nachfolgende Prüfung ein negatives Resultat ergibt
- relevante mit der Zulassungsbehörde abgestimmte Aufschriften verändert werden oder
- die Frist abläuft.

1.6.6 Technische Dokumentation für das Zulassungsverfahren

Zur Beurteilung eines Reizstoff-Sprühgeräts hat der Antragsteller der Zulassungsstelle die jeweiligen Technischen Dokumentationen, d. h. Gerätebeschreibung, Zeichnungssatz, Stücklisten und ggf. Handhabungsvorschrift, mitzuliefern.

Zusätzlich müssen alle zweckdienlichen Angaben mindestens zu folgenden Punkten in der Antragsdokumentation enthalten sein:

- Anweisungen für Lagerung, Gebrauch, Reinigung, Wartung und Überprüfung
- Namen und der Anschrift des Herstellers und/oder seines in der Gemeinschaft niedergelassenen Bevollmächtigten
- die Betriebstemperatur, die effektive Reichweite und Verwendungsanweisungen
- die für den Transport des Produktes geeignete Verpackungsart
- Missbrauchsvorschrift
- Entsorgung des RSG
- Nachweis, dass von Treibmitteln keine Gefahren ausgehen dürfen

Die Informationen müssen klar und verständlich und in deutscher Sprache verfasst sein.

2 Technische Forderungen

2.1 Allgemeine Forderungen

Reizstoff-Sprühgeräte müssen handhabungs- und funktionssicher sein. Dazu gehört, dass die Ausströmungsöffnung bei funktionsgerechter Haltung vom Körper des Benutzers weg zeigt. Die weiteren Anforderungen an die Funktionsfähigkeit werden in Anhang 1 beschrieben.

2.2 Geräteausführung

Reizstoff-Sprühgeräte müssen handhabungs- und funktionssicher sein. Dazu gehört, dass die Ausströmungsöffnung bei funktionsgerechter Haltung vom Körper des Benutzers weg zeigt. Die weiteren Anforderungen an die Funktionsfähigkeit werden in Anhang 1 beschrieben.

Aufgrund unterschiedlicher Einsatzbedingungen werden verschiedene Ausführungsformen von Reizstoff-Sprühgeräten gefordert. Zur Aufnahme der Reizstofflösungen in den nachfolgend beschriebenen Geräten sind handelsübliche Druckgaspackungen (Spraydosen) zu verwenden, welche die Anforderungen der TRG 300 erfüllen müssen.

Die Sicherungseinrichtungen aller Geräte/Spraydosen müssen so angelegt sein, dass diese gegen ungewollte Auslösung gesichert sind (z.B. Anhang 1 Nr. 13 oder eine von der PTB beurteilte Alternative).

Alle Geräte/Spraydosen müssen so beschaffen sein (z. B. mit einem Klebeband), dass jederzeit erkannt werden kann, ob die Spraydose/das Gerät noch unbenutzt ist. Die volle Funktionsfähigkeit eines unbenutzten RSG muss innerhalb des Verfallsdatums gewährleistet sein.

Die im Anhang 1 geforderten technischen Daten müssen erfüllt werden.

Werden die Zulassungsprüfungen innerhalb der PTB durchgeführt, so sind neben den mit Reizgas befüllten Geräten, auch solche ohne Wirkstoff einzureichen.

2.3 Gewährleistung

Der Hersteller/Vertreiber muss gewährleisten, dass das unbenutzte RSG innerhalb des Verfallsdatums den vollen Funktionsumfang erfüllt.

2.4 Kennzeichnung

Die zugelassenen betriebsbereiten RSG müssen deutlich lesbare Kennzeichnungen nach Anhang 4 und der Aerosolpackungsverordnung tragen.

3 Forderungen an die Inhaltsstoffe

3.1 Entsorgung

Die Entsorgungsanweisung in die Packungsbeilage oder auf der Dose ist zu beachten.

3.2 Reizstoff

Reizstoff-Sprühgeräte sind nur mit den folgenden Reizstoffen zulassungsfähig:

1. Chloracetophenon (CN)
2. Ortho-Chlorbenzalmalondinitril (CS).

Der Anteil des Reizstoffs (Konzentration) ist in der BeschussV Anlage IV festgelegt. Die Konzentration ist beim Hersteller des RSG zu prüfen. Die Ergebnisse sind zu archivieren und auf Verlangen der Behörde oder eines von ihr beauftragten Prüflabors vorzulegen. Die Dauer der Archivierung muss so lange erfolgen, wie die Zusammensetzung der Inhaltsstoffe des Produkts unverändert bleibt.

3.3 Zusammensetzung der Inhaltsstoffe

Für die Inhaltsstoffe in den Reizstoff-Sprühgeräten sind vom Hersteller Sicherheitsdatenblätter vorzulegen. Es dürfen nur zugelassene Reizstoffe verwendet werden. Eine Kombination von mehreren Sorten der Reizstoffe ist nicht zulässig. Über die Gehaltsbestimmung des Reizstoffes ist ein Werksprüfzeugnis vorzulegen.

3.4 Langzeitverhalten

Bis zum Verfallsdatum müssen bei den Inhaltsstoffen die Stabilität, bezüglich der ursprünglichen Zusammensetzung und die geforderten Eigenschaften gewährleistet sein.

Anhang 1

Durchführung von Bauartprüfungen nach BeschussV

1. (BeschussV Anlage IV 1.2, 1.3 und 4.1) Ermittlung der Konzentration:

Die Konzentration des Reizstoffes wird mit einem Chromatograph nachgewiesen. Der Chromatograph muss durch ein akkreditiertes Prüflabor überprüft werden. Findet die Zulassungsprüfung beim Antragsteller statt, kann dessen Konzentrationsmesseinrichtung verwendet werden, soweit dieser auf ein nationales Normal rückgeführt ist. Absatz 4.1 der BeschussV muss eingehalten werden. Die Konzentration des Reizstoffes des in gelöster Form angewandten Stoffes darf 0,1 MOL pro Kilogramm Lösungsmittel nicht überschreiten. Die Messung muss mindestens fünfmal wiederholt werden. Bei CN ist 0,1 MOL 154,60 g. Bei CS ist 0,1 MOL 188,62 g.

Die folgenden Parameter müssen dokumentiert werden:

Name der Reizstoffe, Konzentration jedes Reizstoffes in MOL/Kilogramm

2. (BeschussV Anlage IV 2.1) Beschaffenheit des Reizstoffes:

Es ist zu überprüfen, ob der Reizstoff beim Austritt aus dem RSG im gasförmigen Zustand, in gelöster Form oder als Aerosol auftritt.

3. (BeschussV Anlage IV 2.2) Sprühdauer und Sprühmenge:

Ein Entladungsvorgang wird entweder zeitlich, oder von der Reizstoffmenge begrenzt.

Zeitliche Begrenzung:

Die maximale Sprühdauer je Entladung wird mit einer fotoelektrischen Einrichtung (z.B. Videoaufzeichnung mit einer Geschwindigkeit von mindestens 60 Bildern pro Sekunde) ermittelt. Das RSG muss bei diesem Versuch nicht mit Reizstoff befüllt sein (INERT). Der Entladevorgang darf eine Sekunde nicht übersteigen. Die Toleranz ist $\pm 5\%$. Die Dauer muss mit mindesten drei Sprühgeräten ermittelt werden. Der Versuch ist bei jedem Gerät mindesten dreimal durchzuführen. Der oben genannte Prozess muss dokumentiert werden.

Begrenzung der maximalen Reizstoffmenge je Entladung:

Die maximale Reizstoffmenge je Entladung muss geprüft werden. Die höchste Reizstoffmenge je Entladung darf die folgenden Werte nicht überschreiten:

- Den vierfachen ICt50-Wert des Reizstoffs in mg bei Anwendung in gasförmigem Zustand und als Aerosol,
- Den einfachen ICt50-Wert des Reizstoffs in mg bei Anwendung in gelöster Form.

(ICt50-Wert von CS ist 20 mg.min/m³),

(ICt50-Wert von CN ist 80 mg.min/m³.)

Die Reizstoffmenge je Entladung darf entweder direkt bei einem Entladungsvorgang gemessen, oder über die gesamte Stoffmenge je Entladung und die o.g. Konzentration in MOL/Kilogramm umgerechnet werden. Die Werte sind an mindestens drei Sprühgeräten zu ermitteln. Die folgenden Parameter sind zu dokumentieren:

- Name der Reizstoffe
- Reizstoffmenge einer Entladung jedes Gerätes in mg
- ICt50-Wert des Reizstoffs.

4. (BeschussV § 16 Abs. 3) Gebrauchsanweisung

In der Gebrauchsanweisung müssen die folgenden Informationen mitgeteilt werden:

- Angaben zur Sprühdauer
- Methoden sachgerechter Anwendung
- Gefahren einer missbräuchlichen Benutzung

5. (BeschussV Anlage IV 2.3) Ermittlung des Sprühbildes, der Sprühweite und Sprühstrahlablenkung:

Bei dieser Prüfung werden das Sprühbild selbst, die Sprühentfernung und die Größe des horizontal abfallenden Sprühstrahls/Nebels in cm ermittelt. Dazu wird ein abgeschlossener Raum oder ein Folienzelt verwendet, sodass sichergestellt ist, dass nur Luftbewegung durch Konvektion besteht. Mit einem Gliedermaßstab wird ausgehend von einem gewählten Nullpunkt (0 cm), der Abstand des Sprühbildes auf dem Boden des Versuchsaumes markiert (Abbildung 1). Im Nullpunkt wird das RSG auf einem in der Höhe (Y) variablen Stativ, axial in Sprühhichtung, aufgesetzt. In der Entfernung 1,5 m und folgend wird eine Papierrolle senkrecht angeordnet. Anschließend wird bei $20^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ das Sprühbild des RSG ermittelt, indem ein Sprühstrahl/Nebel abgegeben wird. Gemessen wird der Durchmesser des Sprühbildes bei dem die größte Verfärbung auf dem Papier eingetreten ist und um wie viel cm das Sprühbild von der waagerechten Linie bei der Höhe Y nach unten abweicht. Der Abfall des Strahls/Nebels ist die Differenz zwischen Y und dem Mittelpunkt des Kreises vom Sprühbild (Abbildung 1). Die effektive Reichweite ist die Sprühentfernung, bei der der Abfall 60 cm beträgt. Die effektive Reichweite muss zwischen 1,5 m und 3 m liegen. Die Messungen müssen durch Variation des Abstandes wiederholt werden, bis die effektive Reichweite bestimmt ist. Die Messungen sind bei der ermittelten Reichweite 3-mal zu wiederholen, wobei nur mit Treibgas ohne Reizstoff (INERT) bei der Temperatur $-10^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$, und $50^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ geprüft wird. Es reicht auch aus, dass RSG auf die gewünschte Temperatur anzupassen, und unverzüglich nach der Temperierung die Prüfung durchzuführen. Aufgrund der geringen Masse des RSG, nimmt dieses schnell die Umgebungstemperatur an. Aus diesem Grund sollte ein isolierter Handschuh beim Transport des RSG verwendet werden. Jedes Sprühbild ist mit Angabe der Entfernung zu fotografieren und zu dokumentieren.

6. (BeschussV Anlage IV 2.4) Mechanische Anforderungen:

Es muss geprüft werden, ob die Handhabung des RSG keine Verletzungen verursacht.

7. (BeschussV Anlage IV 3) Anforderungen an den Reizstoff:

Eine analytische Prüfung der vom Hersteller/Vertreiber des Reizstoffs gemachten Angaben über die Inhaltsstoffe hat im Rahmen der Beschaffung zu erfolgen. Der Nachweis ist durch ein unabhängiges, chemisches Labor (DAkkS) zu bestätigen und zu archivieren, sowie auf Verlangen der Behörde an diese auszuhändigen. Verfügt der Antragsteller über eine rückgeführte Chromatographie, so kann die Prüfung auch beim Hersteller erfolgen.

8. (BeschussV Anlage IV 4.4, TR-Polizei) Kristallisation:

Die Prüfung der Reizstofflösung ist in einem verschlossenen oder verschweißten transparenten Glasgefäß durchzuführen. Es darf bei einer Lagerung über 24 Stunden bei Temperaturen zwischen -10 und $+50^{\circ}\text{C}$ keine Kristallbildung zu erkennen sein oder kein Tyndall-Effekt auftreten. (S. Waffenrecht 2. Auflage (Seite 543) von Apel)

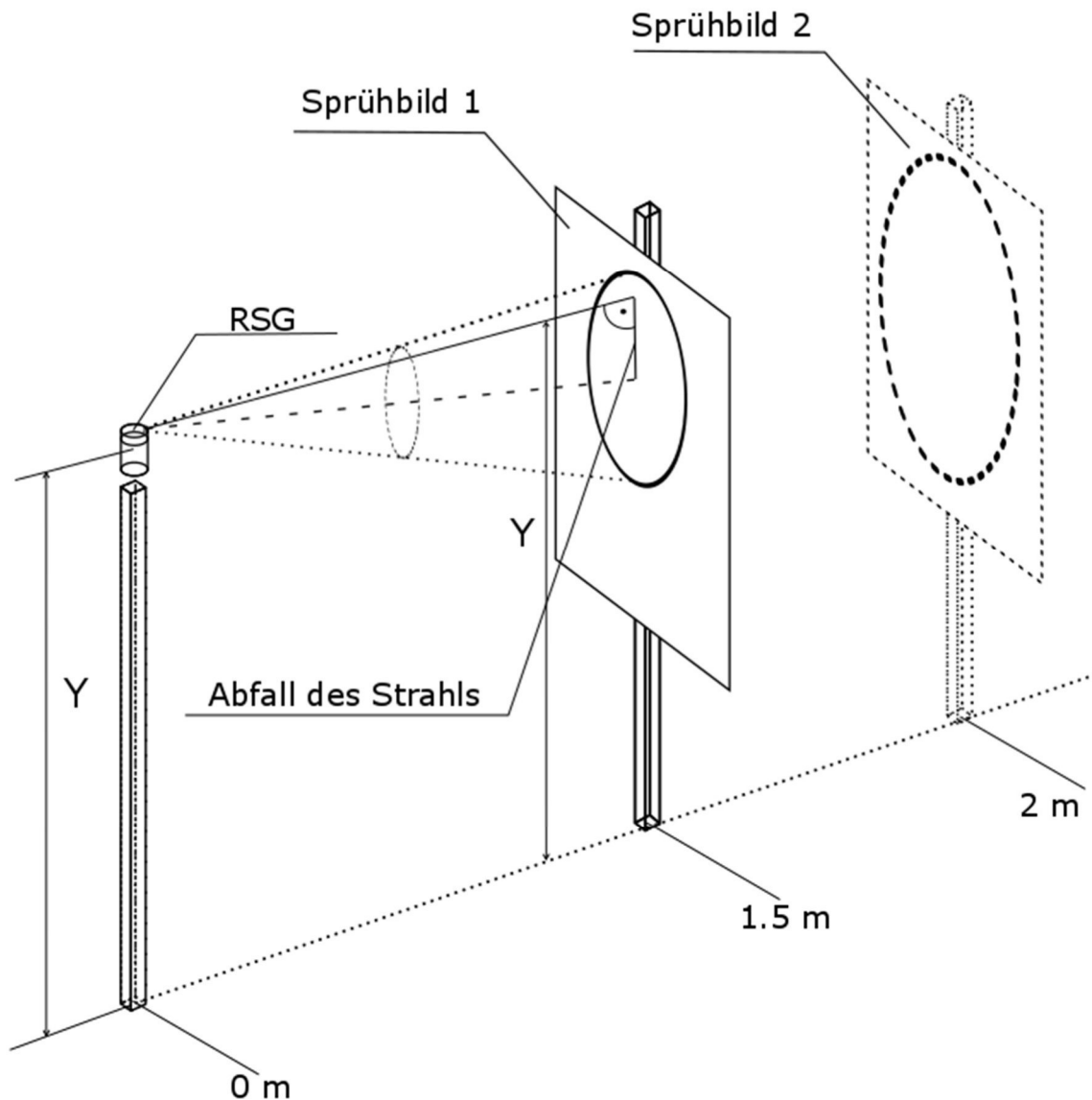


Abbildung 1 Skizze zur Aufnahme der Sprühbilder

9. Fallprüfung:

Das RSG soll aus einer Höhe von 200 cm und unter einem Winkel von $30^\circ \pm 5^\circ$ mit der Unterseite auf den Boden fallen. Dieser Fall muss ohne Leckage bestanden werden und wird mit dem Dichtigkeitstest nachgewiesen. Der Versuch ist mit INERT durchzuführen.

10. Dichtigkeitstest:

Das RSG wird 30 min vollständig in ein 50°C warmes Wasserbad getaucht. Blasenbildungen an Öffnungen oder Kanten sind durch schütteln des RSG oder klopfen mit einem Kunststoff- oder Holzstab zu beseitigen. Der Versuch ist mit INERT durchzuführen und muss an 3 Mustern ohne erkennbare Blasenbildung erfolgen.

11. Test auf Entflammbarkeit des Reizgases bei Einbau in ein Elektroimpulsgerät EIG:

Bei Gerätekombinationen aus EIG und RSG sind beide Funktionen gleichzeitig über die zugelassene Entladedauer des EIG zu prüfen. Das Prüfverfahren der EIG-Funktion entspricht der PTB-Anforderung für EIG.

Nach dem Einschalten der EIG-Funktion muss die RSG-Funktion unmittelbar eingeschaltet werden. Während der Prüfung muss das Reizgas in der Horizontalrichtung aus dem RSG austreten. Die RSG-Funktion muss eingeschaltet bleiben, bis die EIG-Funktion wegen des internen Abschaltmechanismus beendet wird. Es darf durch den Lichtbogen nicht zu einer Entzündung des Gasgemisches kommen. Die Prüfung ist mit Reizgas durchzuführen. Die Funktion ist an drei Geräten zu überprüfen. Die Prüfung muss mit einer Aufnahmegeschwindigkeit von 60 Bildern pro Sekunde und einer Einzelbildauflösung von mindestens 1920 x 1080 Bildpunkten dokumentiert werden. Die Untersuchung kann auch beim Hersteller erfolgen.

12. Eigenschaften des Lösungsmittel-Treibgas:

Für das eingesetzte Treibgas bzw. Lösungsmittel muss nachgewiesen werden, dass dieses keine der nachfolgenden Wirkungen hervorruft:

- reizend,
- krebserregend,
- embryoschädlich,
- genetisch beeinflussend.

Der Nachweis dieser Forderungen hat anhand von Sicherheitsdatenblättern in deutscher Sprache zu erfolgen.

13. Auslösetest:

Die Auslösung des RSG muss bei einer Krafteinwirkung von > 10 N erfolgen. Dazu wird ein Zylinder mit einem Durchmesser kleiner als die Auslösetaste auf diese Auslösetaste des RSG gestellt und darauf ein Gewichtsstein mit einer Masse von 1kg. Das Gas aus dem RSG darf unter diesen Bedingungen nicht ausströmen. Der Versuch ist mit INERT durchzuführen.

14. Allgemeine Bedingungen zu RSG:

- Aufschriften müssen lesbar sein

Anhang 2

Der Prüfbericht muss mindestens folgende allgemeine Angaben enthalten:

- Name und Anschrift der Prüfstelle
- Name und Anschrift des Auftraggebers
- Hersteller und Herstellungsort des Reizstoff-Sprühgeräts
- Modellbezeichnung evtl. Typbezeichnung mit genauer Beschreibung des Geräts und der einzusetzenden Sprüh-/Ersatzdosen
- Angabe der Prüfanforderungen und Prüfspezifikationen (Bezeichnung der Anforderung mit Ausgabedatum)
- Nummer und Datum des Prüfberichts
- Datum der Prüfmusterannahme
- Datum der Prüfung
- Fotos des Reizstoff-Sprühgeräts mit Abmessungen und Gewichtsangaben
- Angaben über Aufbau, Materialien etc. (Herstellerangaben)
- Hinweise zu besonderen Beobachtungen und Feststellungen während der Prüfung
- Ergebnisse der Prüfungen
- Der Prüfbericht muss neben den Ergebnissen auch die vollständige Dokumentation des Prüfablaufs enthalten

Anhang 3

Anforderung an die Funktionsfähigkeit

Die Funktionsfähigkeit muss bei einer Abweichung von der Längsachse um 60° in jeder Richtung (nach vorn, rechts, links oder nach hinten geneigt) gewährleistet sein. Die Geräte müssen im Temperaturbereich von -10 °C bis +50 °C funktionsfähig sein.

Anhang 4

Kennzeichnungen

- Zugelassene Reizstoffart in folgender Form: "Reizstoff". Dazu sind die folgenden Kurzbezeichnungen oder die CAS-Nr. (Bezeichnungsstandard für chemische Stoffe) zu verwenden:
- Gefahrenhinweis auf Überdruck: "Behälter steht unter Druck. Vor Sonnenbestrahlung und Temperaturen über 50 °C schützen."
- Kennzeichnung nach der Aerosolpackungsverordnung
- Alle Angaben auf der Spraydose dürfen sich nur auf den darin befindlichen Reizstoff beziehen.
- Hersteller, Typ und ggf. gerätespezifische Bezeichnung
- Füllmenge in g oder ml
- Effektive Reichweite (bei Windstille)
- Betriebstemperatur
- Losnummer
- Zulassungszeichen
- Gewährleistungsende, oder Verfallsdatum
- Eigentumskennzeichnung (optional)
- Warnhinweis „Das Gerät darf nicht in die Hände von Kindern gelangen“ (vgl. „Classification Labelling and Packaging (CLP) -Verordnung mit der Nr. P102)
- Wenn die Funktionsfähigkeit nicht in allen Lagen, horizontal und kopfstehend gegeben ist, muss dies auf der Dose oder durch ein zusätzliches Informationsblatt dem Kunden mitgeteilt werden.

Anhang 5

Anschrift der bekannten Prüfstellen

Anhang 6

Anforderung der PTB-Konformitätsbewertungsstelle:

- Allgemeine Zertifizierungsbedingungen der PTB (AZB) (siehe www.kbs.ptb.de)